

Frakturverhalten von
implantatgetragenen und implantat-
zahngetragenen vollkeramischen
Seitenzahnbrücken unter Verwendung
von Zirkoniumdioxid-Abutments

Sabine Merker
2010

Aus der
Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. Peter R. Pospiech

Frakturverhalten von implantatgetragenen und
implantat-zahngetragenen vollkeramischen
Seitenzahnbrücken unter Verwendung von
Zirkoniumdioxid-Abutments

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2010

vorgelegt von
Sabine Merker,
geb. am 13.06.1984
in
Idar-Oberstein

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Frank Ph.
Nothdurft

Mitberichterstatter:

Dekan: Prof. Dr. med. Michael D. Menger

Tag der mündlichen Prüfung:

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|--------|
| Inhaltsverzeichnis | VII |
| 1. Zusammenfassung..... | - 9 - |
| 1. Summary..... | - 10 - |
| 2. Einleitung und Zielsetzung..... | - 11 - |
| 3. Literaturübersicht | - 12 - |
| 3.1 Periimplantäre Gewebe | - 12 - |
| 3.1.1 Implantat-Knochen-Kontakt..... | - 12 - |
| 3.1.2 Implantat-Mukosa-Kontakt | - 14 - |
| 3.1.2.1 Epitheliales Attachment | - 15 - |
| 3.1.2.2 Bindegewebiges Attachment | - 16 - |
| 3.1.2 Schutzfunktion des Implantat-Mukosa-Kontakts | - 17 - |
| 3.2 Abutmentmaterialien und ihr Einfluss auf periimplantäre Weichgewebe | - 18 - |
| 3.2.1 Metallische Abutmentmaterialien..... | - 19 - |
| 3.2.1.1 Abutments aus Titan bzw. Titanlegierungen | - 19 - |
| 3.2.1.2 Abutments aus Goldlegierungen..... | - 21 - |
| 3.2.2 Keramische Abutmentmaterialien | - 21 - |
| 3.2.2.1 Al ₂ O ₃ -Abutments | - 22 - |
| 3.2.2.2 ZrO ₂ -Abutments..... | - 24 - |
| 3.3 ZrO ₂ als dentale Keramik..... | - 27 - |
| 3.3.1 Allgemeine Materialeigenschaften von ZrO ₂ | - 29 - |
| 3.3.2 ZrO ₂ als Abutmentmaterial..... | - 32 - |
| 3.3.2.1 In-Vitro Studien | - 32 - |
| 3.3.2.2 In-Vivo Studien | - 37 - |
| 3.3.3 Indikationen und Kontraindikationen von vollkeramischen Abutments..... | - 39 - |
| 3.4 Implantatversorgungen im Seitenzahnbereich | - 40 - |
| 3.4.1 Einzelzahnversorgung | - 40 - |
| 3.4.2. Rein implantatgetragene Brückenversorgung..... | - 42 - |
| 3.4.2.1. Einfluss von Spannweite, Befestigungsart und Alterung der Brücken | - 44 - |
| 3.4.3 Hybridbrückenversorgung..... | - 45 - |
| 3.4.3.1 ZrO ₂ -Abutments mit vollkeramischen Hybridbrückenversorgungen | - 46 - |
| 4. Material und Methodik..... | - 47 - |
| 4.1 Das Versuchsdesign im Überblick..... | - 47 - |
| 4.2. Einteilung der Prüfgruppen | - 47 - |
| 4.3. Herstellung der Probekörper | - 49 - |
| 4.3.1. Präparation des Zahnes 44..... | - 49 - |
| 4.3.2. Herstellung der Urmodelle | - 49 - |
| 4.3.3. Beschleifen der Abutments..... | - 50 - |
| 4.3.4. Umsetzen des Zahnes in CoCrMo | - 52 - |

| | |
|--|---------|
| 4.3.5. Herstellung des künstlichen Parodontiums | - 53 - |
| 4.3.6. Herstellung der CERCON® -Brücken | - 53 - |
| 4.3.7. Einbetten der Probekörper | - 54 - |
| 4.3.8. Zementieren der Brücken | - 58 - |
| 4.4. Thermowechselast | - 59 - |
| 4.5. Mechanische Wechsellast | - 59 - |
| 4.6. Statischer Bruchversuch..... | - 60 - |
| 4.7. Analyse der Bruchmodi..... | - 61 - |
| 4.8. Statistische Auswertung | - 62 - |
| 4.9. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen | - 62 - |
| 5. Ergebnisse..... | - 63 - |
| 5.1. Analyse der Bruchlast | - 63 - |
| 5.1.1. Einfluss der Lagerung | - 68 - |
| 5.1.2. Einfluss der Individualisierung..... | - 68 - |
| 5.1.3. Einfluss der Alterungssimulation..... | - 68 - |
| 5.2. Analyse der Bruchmodi..... | - 68 - |
| 5.3. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen..... | - 73 - |
| 6. Diskussion | - 81 - |
| 6.1. Diskussion der Methodik | - 81 - |
| 6.1.1. Grundsätzliche Überlegungen zu in-vitro-Studien | - 81 - |
| 6.1.2. Präparation der Abutments und des Pfeilerzahnes 44..... | - 81 - |
| 6.1.3. Resiliente Lagerung der CoCrMo-Zähne | - 82 - |
| 6.1.4. Einbettung der Probenkörper..... | - 83 - |
| 6.1.5. Herstellung der Brücken..... | - 84 - |
| 6.1.6. Künstliche Alterung | - 84 - |
| 6.1.7. Statischer Bruchtest | - 85 - |
| 6.2. Diskussion der Ergebnisse | - 87 - |
| 6.2.1. Bruchlast | - 87 - |
| 6.6.2. Bruchmodus..... | - 89 - |
| 6.7. Schlussfolgerungen | - 91 - |
| 7. Literaturverzeichnis | - 92 - |
| 8. Anhang | - 103 - |
| 9. Publikationen | - 104 - |
| 10. Danksagungen..... | - 105 - |
| 11. Lebenslauf | - 106 - |

1. Zusammenfassung

Zielsetzung:

Ziel dieser In-Vitro-Untersuchung war es, das Frakturverhalten von rein implantatgetragenen und zahn-implantatgetragenen vollkeramischen Seitenzahnbrücken unter Verwendung von Zirkoniumdioxid-Abutments (FRIADENT[®] CERCON[®] Abutments, DENTSPLY Friadent, Mannheim, Deutschland) zu ermitteln.

Material und Methode:

Es wurden 6 Gruppen (n = 8) gebildet. Die Gruppen 1, 2, 4, und 5 entsprachen einer rein implantatgetragenen Brückenrestauration, die Gruppen 3 und 6 hingegen repräsentierten eine zahn-implantatgetragene Brückenversorgung. Die Positionierung der Pfeiler erfolgte in regio 44 und 46 mit Ersatz des Zahnes 45. XIVE[®] S plus Schraubenimplantate (DENTSPLY Friadent) mit einem Durchmesser von 4,5 mm (regio 46) und 3,8 mm (regio 44) und einer Länge von 11 mm wurden, ebenso wie resilient gelagerten Zahnanaloge aus einer CoCrMo-Legierung (regio 44 in den Gruppen 3 und 6), in Kunststoff (PMMA) eingebettet. Die Abutments der Gruppen 2 und 5 wurden zirkulär beschliffen.

Die Brücken wurden mit Ketac-Cem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) zementiert. Die Prüfkörper der Gruppen 4, 5 und 6 wurden thermomechanisch gealtert (TCML = $1,2 \times 10^6$; $10.000 \times 5^\circ / 55^\circ$) und es erfolgte ein statischer Bruchtest. Die statistische Auswertung der Bruchlast erfolgte unter Anwendung nicht-parametrischer Tests (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test, Signifikanzniveau $p < 0,05$). Die Bruchverläufe wurden in Form einer schematischen Darstellung aufgezeichnet und deskriptiv ausgewertet.

Ergebnisse:

Alle Proben überstanden die thermomechanische Alterung ohne Verluste. Innerhalb der rein implantatgetragenen Gruppen wurde bei jenen Gruppen mit Individualisierung durch zirkuläre Präparation der Abutments eine tendenziell ($p = 0,344$ bzw. $p = 0,059$) geringere Frakturlast als bei Gruppen ohne Individualisierung (Gruppe 1: $472,75 \pm 24,71$ N; Gruppe 2: $423,75 \pm 48,48$ N; Gruppe 4: $647,13 \pm 39,10$ N; Gruppe 5: $555,86 \pm 30,34$ N) herausgestellt. Die zahn-implantatgetragenen Restaurationen (Gruppe 3: $736,25 \pm 82,23$ N; Gruppe 6: $720,75 \pm 48,99$ N) zeigten eine erhöhte Frakturlast als die rein implantatgetragenen, nicht individualisierten Proben. Ein statistisch signifikanter Unterschied wurde im Vergleich zwischen den gealterten und nicht gealterten Gruppen deutlich ($p = 0,009$ bzw. $p = 0,059$).

Schlussfolgerungen:

Zahn-implantatgetragene Brückenrestaurationen wiesen, im Vergleich mit rein implantatgetragenen Brückenrestaurationen eine erhöhte Frakturlast auf.

1. Summary

Objectives:

This in vitro study investigated the fracture behaviour of implant-implant-supported and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures (FPD) using zirconium dioxide implant abutments (FRIADENT® CERCON® Abutments, DENTSPLY Friadent).

Materials and Methods:

Six different test groups (n = 8) were prepared. Groups 1, 2, 4, and 5 represented an implant-implant-supported FPD condition, whereas Groups 3 and 6 simulated an implant-tooth-supported FPD condition. The second right premolar of the mandible was replaced with a pontic tooth. In Groups 2 and 5, implant abutments were individualized by circumferential preparation. Xive® S plus Screw Implants (DENTSPLY Friadent) that were 4.5 mm (first molar) and 3.8 mm (first premolar) in diameter and 11 mm in length and metal tooth analogs with simulated periodontal mobility, representing the first right premolar, were mounted in polymethyl methacrylate (PMMA) blocks.

The FPDs were cemented with KetacCem (3MEspe, Germany). Groups 4, 5 and 6 were thermomechanically loaded (TCML = 1.2×10^6 ; $10.000 \times 5^\circ/55^\circ$) and subjected to static loading until failure. Statistical analysis of data obtained for the force at fracture was performed using non-parametric tests (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-Test, significance level $p < 0,05$).

Results:

All samples tested survived the TCML procedure. In the implant-implant-supported groups, circumferential abutment preparation resulted in a tendency to lower fracture forces ($p = 0,344$ resp. $p = 0,059$) compared to groups with unprepared abutments (Group 1: 472.75 ± 24.71 N; Group 2: 423.75 ± 48.48 N; Group 4: 647.13 ± 39.10 N; Group 5: 555.86 ± 30.34 N). The implant-tooth-supported restorations (Group 3: $736.25 \pm 82,23$ N; Group 6: 720.75 ± 48.99 N) exhibited higher fracture loads than the implant-implant-supported restorations, which did not possess circumferentially individualized abutments. Statistically significant differences were found when comparing the non-artificially aged groups ($p = 0,009$ resp. $p = 0,059$).

Conclusions:

Implant-tooth-supported FPD restorations did exhibit an increased fracture load compared to implant-implant-supported FPD restorations.

2. Einleitung und Zielsetzung

Das periimplantäre Weichgewebe bildet eine Barriere um das Implantat, die den krestalen Knochen vor unterschiedlichen Noxen aus dem oralen Milieu wie bakterieller Plaque [23], mechanischen Belastungen [160] und Irritationen durch die prothetische Suprakonstruktion [2] schützt [251]. Das verwendete Abutmentmaterial scheint einen ausschlaggebenden Einfluss auf das Attachment der periimplantären Mukosa an der Oberfläche des Abutments zu haben [1]. Die, für die Herstellung von Implantat-Abutments verfügbaren Materialien sind Titanlegierungen, hochgoldhaltige Legierungen, Nichtedelmetalle, sowie Zirkoniumdioxid- und Aluminiumoxidkeramiken [1]. Besonders die keramischen Materialien gewinnen, nicht nur aufgrund ihrer zahnähnlichen Farbe [248], sondern auch wegen möglicher biologischer Vorteile immer mehr an Bedeutung. Dennoch mangelt es an eindeutigen Nachweisen dafür, dass Zirkoniumdioxid-Abutments bessere Bedingungen für ein dauerhaft stabiles periimplantäres Weichgewebe gewährleisten als Abutments aus Titanlegierungen [135]. Ergebnisse aus tier- und humanhistologischen Studien zeigten, dass Zirkoniumdioxid einen günstigeren Einfluss auf den Gesundheitszustand der periimplantären Gewebe zu haben scheint als Titanlegierungen [1, 53, 251]. Gegenwärtig beschränkt sich der bevorzugte Indikationsbereich für keramische Abutments auf den ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich im Oberkiefer [39, 248]. Bezüglich der Verwendung von keramischen Abutments in dieser Region haben In-Vitro-Studien einen ausreichenden Widerstand gegen Frakturen von Zirkoniumdioxid-Abutments verschiedener Implantatsysteme ermittelt [41, 71]. Zusätzlich zeigten klinische Studien, dass nur ein geringes Frakturrisiko besteht [75, 87].

Aufgrund eines möglichen positiven Einflusses auf das periimplantäre Weichgewebe, erscheint die Verwendung von Zirkoniumdioxid-Abutments im Prämolaren- und Molarenbereich sinnvoll und viel versprechend. Dennoch finden sich bezüglich dieser Thematik nur sehr wenige in-vitro und in-vivo-Studien [9, 113].

Die vorliegende in-vitro Studie beschäftigt sich mit dem Frakturverhalten von Zirkoniumdioxid-Abutments, die mit rein implantatgetragenen bzw. zahn-implantatgetragenen vollkeramischen Seitenzahnbrücken versorgt wurden. Verglichen mit präfabrizierten Zirkoniumdioxid-Abutments, die nicht der tatsächlichen klinischen Höhe der Weichgewebe angepasst wurden, sollten folgende Hypothesen überprüft werden:

- 1.) Eine zirkuläre Präparation der präfabrizierten Zirkoniumdioxid-Abutments führt zu einer signifikanten Verringerung der Frakturlast rein implantatgetragener Versorgungen.
- 2.) Zahn-implantatgetragene vollkeramische Restaurationen verfügen über eine geringere Frakturlast als rein implantatgetragene Restaurationen.

Ein weiteres Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von künstlicher Alterung auf die Frakturlast von, brückentragenden Zirkoniumdioxid-Abutments zu untersuchen.

3. Literaturübersicht

3.1 Periimplantäre Gewebe

Die periimplantären Gewebe unterscheiden sich von den parodontalen Geweben, zeigen jedoch bei der Betrachtung der Weichgewebestruktur viele Gemeinsamkeiten. Zunächst ist zu bedenken, dass Implantate, im Gegensatz zu Zähnen, die sich zusammen mit ihrem Stützgewebe entwickeln, in ein chirurgisch präpariertes Empfängerbett ausgereiften Gewebes inseriert werden. Die periimplantären Gewebe stellen somit ein Resultat von Wundheilungsprozessen dar.

Dennoch müssen an periimplantäre Gewebe ähnliche Anforderungen gestellt werden wie an die parodontalen Gewebe: Verankerungs- und Stützfunktion, sowie Adaptationsfähigkeit der Gewebe an funktionelle Reize und Schutzfunktion gegenüber Noxen der Mundhöhle.

Obwohl die Ursachen von Implantatverlust als multifaktoriell zu betrachten sind [67], so kommt dem periimplantären Weichgewebe hinsichtlich der Schutzfunktion des Knochens vor negativen Einflüssen aus der Mundhöhle und schlussendlichem Verlust des Implantates eine entscheidende Bedeutung zu [38, 49, 156].

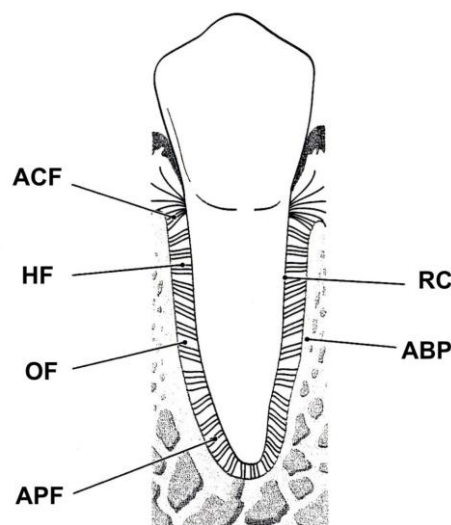


Abbildung 1: Schemazeichnung zur Darstellung der parodontalen Fasern. Alveolarknochen (ABP), Wurzelzement (RC), Alveolarkammfasern (ACF), Horizontale Fasern (HF), Oblique Fasern (OF), Apikale Fasern (APF). (Abbildung aus [134]).

3.1.1 Implantat-Knochen-Kontakt

Im Gegensatz zum natürlichen Zahn mit seinem parodontalen Ligament (Abbildung 1), welches aufgrund der, sowohl am Zahn als auch am Alveolarknochen inserierenden Kollagenfaserbündel eine bewegliche Aufhängung des Zahnes gewährleistet [134], ist ein Implantat mit dem umgebenden Alveolarknochen (Abbildung 2) im Sinne einer „funktionellen Ankylose“ [217] verbunden. „Ein direkter, funktioneller und struktureller Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantates“ wird hierbei als Osseointegration bezeichnet [7].

Wichtige Faktoren für eine erfolgreiche Osseointegration sind unter anderem auch das Implantatmaterial bzw. die Biokompatibilität des Implantatwerkstoffes und der Suprakonstruktion [7, 230].

In Abhängigkeit von der Implantatoberfläche können zwei grundlegende Mechanismen der Knochenbildung beobachtet werden. Diese, als Kontakt- und Distanzosteogenese bezeichneten Mechanismen [174] resultieren beide in einem innigen Kontakt zwischen Knochen und Implantatmaterial.

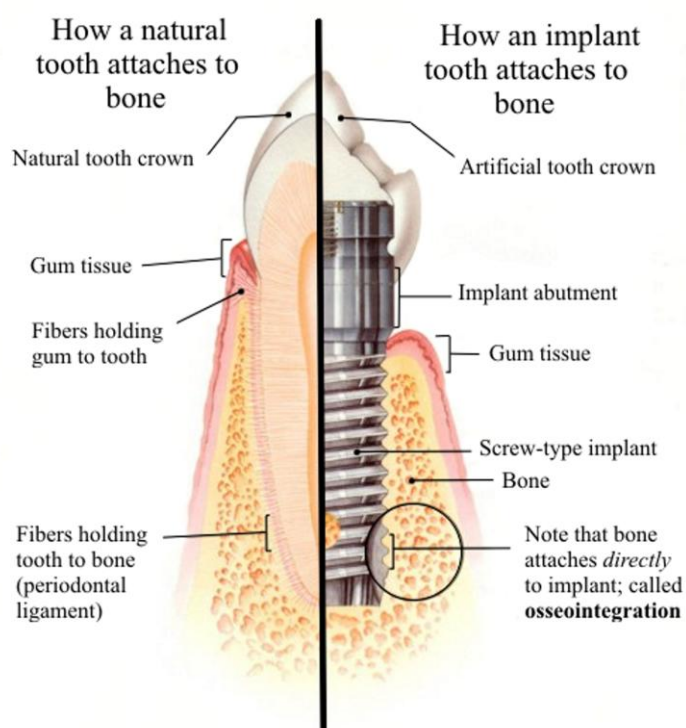


Abbildung 2: Vergleichende Darstellung der Periimplantären und der Parodontalen Hart- und Weichgewebesituation. (Abbildung aus [236])

Bei beiden Mechanismen ist zunächst ein Spalt mit vaskularisiertem Granulationsgewebe zwischen dem Implantat und dem umgebenden Knochen zu beobachten. Bei fortschreitender Knochenheilung zeigt sich bei der Distanzosteogenese ein zentripetales Wachstum des Knochens, d.h. es erfolgt eine, vom ortsständigen Knochen ausgehende Knochenbildung bis zur Implantatoberfläche [174, 226]. Dies hat zur Folge, dass stets ein Teil der Implantatoberfläche durch Bindegewebe vom Knochen getrennt bleibt [226].

Bei der Kontaktosteogenese wird die Implantatoberfläche von osteogenen Zellen durch Migration durch den vaskularisierten Granulationsgewebespalt besiedelt und die Knochenbildung erfolgt somit vom Implantat ausgehend in Richtung Knochen (zentrifugales Knochenwachstum). Man bezeichnet diese Art der Knochenbildung als „de novo-Knochenbildung“ [52] um eine Abgrenzung zum appositionellen Wachstum der Distanzosteogenese zu schaffen. Bei beiden Arten der Osteogenese erfolgt die Blutversorgung der knochenbildenden Zellen aus dem vaskularisierten

Granulationsgewebespalts, was in einer Migration in diese Richtung resultiert [52, 154]. Von einem gleichzeitigen Ablaufen beider Prozesse bei jeder enossalen Wundheilung ist auszugehen [52].

Wird ein natürlicher Zahn funktionell belastet so erfolgt eine Verteilung der Kräfte über das parodontale Ligament auf den Alveolarknochen [134]. Dieses hat Anpassungsvorgänge sowohl am Wurzelzement als auch am Alveolarknochen zur Folge. Auf der Wurzeloberfläche kommt es zur Bildung und Ablagerung von sekundärem Zement, welcher sich während der gesamten funktionellen Periode des Zahnes als Antwort auf funktionelle Anforderungen auf dem primären Zement ablagert [134]. Der Alveolarknochen reagiert bei funktionellen Anforderungen mit Umbauvorgängen, die als Remodelling bezeichnet werden. Hierbei werden die Trabekel der Spongiosa resorbiert und neu geformt und es kommt zu einer Auflösung und Neubildung des kortikalen Knochens [134].

Bei der Osseointegration von Implantaten kann ebenfalls ein Remodelling beobachtet und als Anpassungsvorgang der Knochenstruktur an die Belastung der Implantate gewertet werden. Die dabei ablaufenden Veränderungen konnten sowohl in der Kompakta als auch in der Spongiosa beobachtet werden und zeigen einen analogen Ablauf wie bei Remodelling-Vorgängen bei Belastung eines natürlichen Zahnes. So werden während des Knochenabbaus von den Osteoklasten zunächst Resorptionskanäle gebildet, in deren Zentrum sich ein Blutgefäß befindet. Den Osteoklasten folgen Knochenprogenitorzellen, die sich zu Osteoblasten differenzieren und um das Gefäß herum konzentrische Schichten von Lamellenknochen bilden, wodurch der Resorptionskanal ausgefüllt wird. Die, nach zwei bis vier Monaten gebildeten Osteone werden, als Abgrenzung zu den, während des appositionellen Wachstums gebildeten primären Osteonen, als sekundäre Osteone bezeichnet [134, 213].

Beim Remodelling von trabekulärem Knochen erfolgt zunächst eine Erosion der Knochentrabekel durch Osteoklasten unter Bildung von sogenannten Howship'schen Lakunen. Innerhalb weniger Wochen erfolgt die Auffüllung der erodierten Oberflächen mit Knochen durch die Osteoblasten [134, 213].

Das Remodelling erfolgt bei Implantaten im dritten Monat post implantationem und hält lebenslang an, wobei in den ersten Wochen eine besonders hohe Aktivität festgestellt werden konnte [213].

3.1.2 Implantat-Mukosa-Kontakt

Sowohl Implantate als auch natürliche Zähne besitzen anatomisch gesehen eine Sonderstellung, da sie die einzigen Strukturen sind, die ein Epithel durchdringen. Dennoch ist zu beachten, dass Implantate, aufgrund des Fehlens von Wurzelzement, mit den sie umgebenden Weichgeweben nicht auf gleiche Weise interagieren können wie natürliche Zähne mit ihrem Parodontium [138].

Und dennoch zeigt sich gerade in der Struktur der Weichgewebe eine bemerkenswerte Ähnlichkeit zwischen Zähnen und Implantaten [6, 16, 27, 50, 124, 138, 146, 217]. Häufig zeigt sich ein normales, der Gingiva sehr ähnliches Weichgewebe im Bereich des transmukosalen Implantats oder des Abutments. Betrachtet man dieses Weichgewebe histologisch, so fällt auf, dass das periimplantäre

Weichgewebe, ebenso wie das Parodont hauptsächlich aus zwei Schichten aufgebaut ist. Die obere Schicht zeigt epitheliale Strukturen (orales Epithel, orales Sulkusepithel und Saumepithel), die darunterliegende Schicht besteht aus einem dichten kollagenösen Bindegewebe (Abbildung 3).

Aufgrund dieser Schichtung kann man von einem bindegewebigen und einem epithelialen Attachment zwischen Implantat und umliegenden Weichgeweben sprechen.

3.1.2.1 Epitheliales Attachment

Das epitheliale Attachment zwischen Implantat und Mukosa entspricht morphologisch weitestgehend dem epithelialen Kontakt zwischen Zahn und Mukosa [50, 138, 146, 156, 217]. Das orale Epithel der Gingiva setzt sich fort in das orale Sulkusepithel. Beide Epithelien sind mehrschichtig und keratinisiert. Dem oralen Sulkusepithel schließt sich ein nicht keratinisiertes, drei bis sieben Zellen dickes Saumepithel mit einer inneren und einer äußeren Basalmembran an, welches eine, über Hemidesmosomen vermittelte Verbindung zum Implantat herstellt [17, 77, 78, 96, 104, 137, 138, 155].

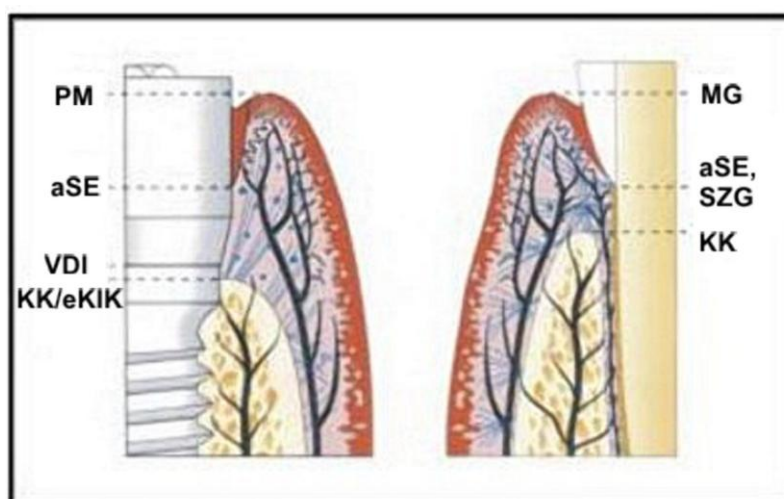


Abbildung 3: Anatomie der Weich- und Hartgewebe um Titanimplantate (Bränemark, links) und um Zähne (rechts) im gesunden Zustand. Die epithelialen Strukturen gleichen sich weitestgehend. Die Kollagenfasern des periimplantären Bindegewebes inserieren nicht perpendikulär an der Implantatoberfläche. Im Gegensatz zur periimplantären Mukosa erfolgt beim Parodont eine zusätzliche Blutversorgung aus dem Desmodontalspalt. Periimplantärer Margo mucosae (PM), apikales Ende des Saumepithels (aSE), Verbindung zwischen Distanzhülse und Implantat (VDI), krestaler Knochen (KK), erster Knochen-Implantat-Kontakt (eKIK), marginale Gingiva (MG), Schmelz-Zement-Grenze (SZG). (Abbildung aus [177]).

Nach Implantatfreilegung beginnt das orale Epithel zu proliferieren und überwächst das, im Zuge der Wundheilung gebildete Granulationsgewebe. Hierbei bildet sich an der Implantatoberfläche ein ca. 2 mm langes Saumepithel [132, 136]. Betrachtet man das Saumepithel bei natürlichen Zähnen, so teilen sich die Basalzellen ständig und wandern als Suprabasalzellen zur Zahnoberfläche und heften sich dort über eine glykopolysaccharidreiche Kutikel, die sie selbst produzieren, mit Hemidesmosomen an [69]. Die Schmelz-Zement-Grenze bildet hierbei eine natürliche Begrenzung an der das Saumepithel im gesunden parodontalen Gewebe endet. Warum das periimplantäre

Saumepithel nicht bis auf Knochenniveau proliferiert, was aufgrund des Fehlens von Zement als natürliche Begrenzung denkbar wäre, ist noch ungeklärt [27].

Es zeigte sich jedoch, dass reifes Bindegewebe, im Gegensatz zu Granulationsgewebe das epitheliale Tiefenwachstum besser zu hemmen vermag [46, 223]. Eine Begrenzung des epithelialen Tiefenwachstums aufgrund einer Interaktion zwischen Bindegewebe und Titanoxid der Distanzhülsenoberfläche („bindegewebige Integration“) [27] wurde ebenso diskutiert wie eine Arretierung der Apikalmigration des Saumepithels aufgrund des Fehlens von Signalen des subepithelialen Bindegewebes [145].

3.1.2.2 Bindegewebiges Attachment

Das bindegewebige Attachment unterscheidet sich, im Gegensatz zum epithelialen Attachment deutlich von seinem Pendant am natürlichen Zahn. Da sich auf der Implantatoberfläche kein Zement befindet und die Einheilung des Implantates einen Wundheilungsprozess darstellt kommt es im Bereich des Weichgewebes zur Bildung eines narbenartigen Gewebes.

Die Kollagenfasern zeigten implantatnah einen, zur Implantatoberfläche parallelen Verlauf [6, 27, 40, 126, 205]. Um den Implantathalsbereich herum bilden die Kollagenfasern ein „zirkuläres Ligament“ [205], bzw. einen „bindegewebigen Narbenring“ [3, 27, 40], wohingegen implantatfernere Kollagenfasern ein dreidimensionales, komplexes Netzwerk bilden [27, 40].

In einer Studie von *Schroeder et al.* [217] zeigte sich, dass die Implantatoberfläche einen Einfluss auf die Orientierung der Kollagenfasern hat. So zeigten sich an rauen Implantatoberflächen perpendikulär inserierende Kollagenfasern [180, 181, 217, 225].

Das implantatnahe Bindegewebe ist kollagenreich, zellarm und wenig bis gar nicht vaskularisiert [3, 40]. In einer Studie von *Buser et al.* [40] wurde eine, direkt an die Implantatoberfläche angrenzende Zone von nicht vaskularisiertem Bindegewebe beschrieben.

Moon et al. [161] differenzierten diese, direkt an die Implantatoberfläche angrenzende Zone weiter und beschrieben eine rund 40 µm breite „fibroblastenreiche Zone“. Diese Zone wies eine höhere Dichte an Fibroblasten und eine geringere Dichte an Kollagenfasern auf als die ihr angrenzende Zone. Betrachtet man die periimplantäre Mukosa und Gingiva immunhistologisch, so zeigt sich bei der Verteilung der kollagenen und nicht-kollagenen Proteine bei beiden Gewebetypen eine vergleichbare Dichte der meisten Proteine wie z.B. Kollagentyp I, III, IV, Fibronectin und Laminin [203].

Die Blutversorgung der periimplantären Weichgewebe unterscheidet sich deutlich von der Blutversorgung der Weichgewebe um natürlichen Zähnen. Dies lässt sich vor allem durch das Fehlen eines Parodontalspaltes erklären [28].

Eine Studie an Beaglen verglich die Topographie von Blutgefäßen an natürlichen Zähnen und Implantaten [28]. Hierbei zeigte sich, dass die Blutversorgung an Zähnen von suprapariostalen Gefäßen und Gefäßen des parodontalen Ligaments gewährleistet wird und diese Gefäße auch

miteinander anastomosieren. Die Blutversorgung der periimplantären Weichgewebe erfolgt durch terminale Äste größerer Gefäße ausgehend vom Periost. In beiden Fällen zeigten die Blutgefäße im Bereich des Saumepithels einen charakteristischen „krevikulären Plexus“ [28].

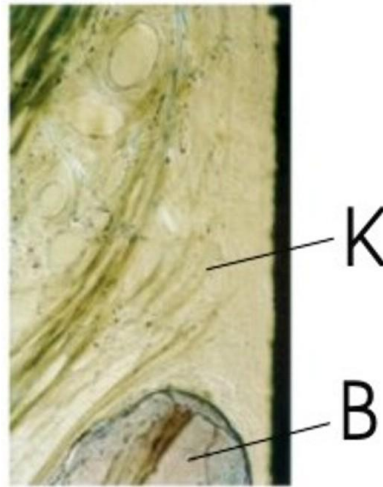


Abbildung 4: Der suprakrestale Bereich der periimplantären Mukosa zeigt Kollagenfasern (K) in einer, von der Implantatoberfläche ca. 50 – 100 µm entfernten Zone. Blutgefäße (B) sind nur in dieser Zone anzutreffen. Sie sind nicht unmittelbar an die Implantatoberfläche angrenzend. (Abbildung aus [40]).

Während das unmittelbar lateral der Zementoberfläche von Zähnen befindliche Bindegewebe stark vaskularisiert ist [28], enthält sein periimplantäres Pendant keine oder nur wenige Gefäße [3, 28, 40, 161] (Abbildung 4). Aufgrund dieses Umstandes nehmen *Buser et al.* [40] an, dass die periimplantären Weichgewebe ein geringeres Abwehrpotential gegenüber exogenen Irritationen besitzen.

3.1.2 Schutzfunktion des Implantat-Mukosa-Kontakts

Sowohl von parodontalen als auch von periimplantären Geweben wird eine Schutzfunktion gegen Noxen und Irritationen aus der Mundhöhle und gegen Mikroorganismen erwartet [29, 59, 221]. Die Schutzfunktion der parodontalen Gewebe ist relativ gut untersucht, wie z.B. die Bedeutung diverser Zellpopulationen wie die der Langerhans'schen Zellen bei der Initiierung einer frühen Immunantwort [134]. Die Fähigkeit der periimplantären Mukosa eine dauerhafte Barrierefunktion zu erfüllen ist hingegen noch nicht völlig geklärt [67]; die Wichtigkeit der Erfüllung dieser Funktion hingegen ist bekannt und maßgeblich am Erfolg einer regelrechten Osseointegration der enossalen Implantate beteiligt [61, 230].

Sowohl bei parodontalen als auch bei periimplantären Geweben bestehen die Schutzmechanismen neben strukturellen Komponenten wie Saumepithel, Kollagenfasern, Gefäßplexus und weiteren Bindegewebelementen auch aus vaskulären und zellulären Entzündungsreaktionen in Form von sub- und intraepithelialen Zellinfiltraten [27]. Wie jedoch bereits angemerkt, ist das periimplantäre Bindegewebe eher narbig und schlecht vaskularisiert und es fehlt der desmodontale Gefäßplexus. Dies führt zu der Annahme, dass die Infektabwehr der periimplantären Gewebe im Gegensatz zu der von

natürlichen Zähnen eingeschränkt ist [28, 216]. Aufgrund der Analogien in der Anatomie der periimplantären und der parodontalen Weichgewebe und der Veränderungen der subgingivalen Mikroflora bei Entzündungen [209] wird vermutet, dass die Pathogenese parodontaler und periimplantärer Läsionen ähnlich verläuft [29].

Eine gewisse Barrierefunktion der periimplantären Weichgewebe konnte nach Untersuchungen von mikrobiologisch verursachten periimplantären Erkrankungen nachgewiesen werden [29, 59, 133, 150], wobei dem suprakrestalen Bindegewebe eine bedeutende Rolle zugeschrieben wird [37, 132, 217].

3.2 Abutmentmaterialien und ihr Einfluss auf periimplantäre Weichgewebe

Das Ziel einer prothetischen Versorgung soll neben der Wiederherstellung der Funktion, auch das Erreichen einer dentalen und mukogingivalen Ästhetik sein. Gleichzeitig muss jedoch beachtet werden, dass während der Inkorporation des Zahnersatzes über einen Zeitraum von mehreren Dekaden die angrenzenden benachbarten Gewebestrukturen geschont und gesund erhalten werden [231]. Die Stabilität des krestalen Knochens und gesunde periimplantäre Gewebe gelten als unabdingbare Grundvoraussetzungen für den Langzeiterfolg von implantatgetragenen Restaurationen [125].

Doch gerade die periimplantären Weichgewebe sind den unterschiedlichsten Einflüssen, wie z.B. bakterieller Plaque [23], mechanischer Belastung [160] und Irritationen durch die prothetische Suprakonstruktion [2] ständig ausgesetzt, was wiederum einen ungünstigen Effekt auf den klinischen Erfolg des Implantates hat.

Hinsichtlich der Anforderungen, die an Abutments gestellt werden, sind die Biokompatibilität und mechanische Stabilität die am häufigsten genannten. Unter Biokompatibilität versteht man die Verträglichkeit und Beständigkeit eines in den Körper eingebrachten Stoffes, der keine Reaktionen des Körpers hervorruft. Ein Abutment sollte darüber hinaus aus einem Material bestehen, das mit den anderen Implantatkomponenten keine Reaktion eingeht und die Plaqueakkumulation nicht begünstigt [192]. Laut *Lehmann* [123] ist dies besser gewährleistet, wenn Implantat und Abutment nur aus wenigen unterschiedlichen Metallen oder Legierungen bestehen. Metalle unterschiedlicher Redoxpotenziale können zu erhöhter Korrosion führen [257]. Vollkeramische Restaurationen gelten sowohl in Bezug auf die Biokompatibilität als auch auf die Mundbeständigkeit als unbedenklich [99]; daher liegt die Überlegung nahe, Abutments aus Keramik anzufertigen.

Die Stabilität eines Abutments ist wichtig, damit die auftretenden Kaukräfte auf das Implantat und folglich auf den Knochen übertragen werden [47, 242]. Bei Kaukraftmessungen konnten Kräfte von bis zu 1080 N [95, 140] gemessen werden, wobei im Seitenzahnbereich die Belastung vorwiegend von axial erfolgt und im Frontzahnbereich eher Scher- und Torsionskräfte wirken. Die mittlere maximale Kaukraft am Einzelzahn beträgt laut *Körber & Ludwig* [115] ungefähr 250 N. Für den Frontzahnbereich wird bei keramischen Restaurationen eine Anfangsfestigkeit von 400 N, für den

Seitenzahnbereich von 600 N gefordert [115, 220]. Man spricht hierbei von einer Anfangsfestigkeit, da davon ausgegangen wird, dass keramische Restaurationen eine Dauerfestigkeit (nach 100.000 Belastungen) von nur etwa 50 % der Anfangsfestigkeit aufweisen [219].

Eine Studie von *Albrektsson et al.* [8] zeigte am Beispiel des Bränemark-Implantates, dass ein Knochenverlust von bis zu 1,5 mm im ersten Jahr und 0,2 mm in den darauffolgenden Jahren, in Kombination mit mukosaler Rezession ein unvermeidbarer Effekt im Rahmen einer Implantatversorgung darstellt. Das verwendete Abutmentmaterial wird hierbei als einer der Faktoren anerkannt, die einen deutlichen Einfluss auf die Stabilität des krestalen Knochens und der periimplantären Gewebe haben. *Abrahamsson et al.* [1] stellten dazu fest, dass das Abutmentmaterial eine wichtige Rolle bei der Prävention des Abbaus von krestalem Knochen und Rezession von periimplantären Geweben spielt. Die Position und Qualität des Attachments zwischen periimplantärer Mukosa und Implantat wurden je nach Werkstoff der verwendeten Abutments positiv (Titanlegierung, Keramik) oder negativ (Goldlegierung) beeinflusst.

3.2.1 Metallische Abutmentmaterialien

3.2.1.1 Abutments aus Titan bzw. Titanlegierungen

Titan weist gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität auf und gilt als Werkstoff der Wahl für dentale Implantate. Daher liegt es nahe, das Abutment aus demselben Material zu gestalten, um Korrosionsvorgänge durch den Kontakt unterschiedlicher Metalle – wie bereits beschrieben - zu vermeiden. Gegenüber Keramiken besitzt es jedoch eine geringere Vickershärte (99,5 % Ti: 210 N/mm²; im Vergleich 99,5 % Al₂O₃: 2000 N/mm²) und somit ist eine Verletzung der Oberfläche z.B. bei der Entfernung von Zementresten bei Titanabutments wahrscheinlicher, wodurch die Plaqueakkumulation begünstigt werden kann [39, 172]. Außerdem weist Titan keine Transluzenz wie ein natürlicher Zahn auf [257] und gerade in ästhetisch relevanten Bereichen, wie dem Frontzahnbereich wird das Durchschimmern metallischer Abutments als problematisch beurteilt.

Wie bereits erwähnt, kommt der Interaktion zwischen Abutment und Mukosa eine besondere Bedeutung zu. In-Vitro- und In-Vivo-Studien von *Gould et al.* [77],[78] deuteten an, dass das Saumepithel der periimplantären Weichgewebe der Oberfläche der Abutments aus Titanlegierungen mittels Hemidesmosomen angeheftet ist. *Abrahamsson et al.* [1] zeigten in einem Tiermodell mit Beaglen, dass das Abutmentmaterial die Qualität und Lokalisation des mukosalen Attachments beeinflusst. An Abutments aus Rein-Titan zeigte sich ein 2 mm hohes epitheliales Attachment. Das bindegewebige Attachment zeichnete sich durch ein dichtes kollagenöses Netzwerk mit vereinzelt Gefäßen, Fibroblasten und Entzündungszellen aus. Der Abstand zwischen marginaler Mukosa (PM) und der Implantatschulter (A/F) betrug dabei etwa 2,54 mm [1] (Abbildung 5).

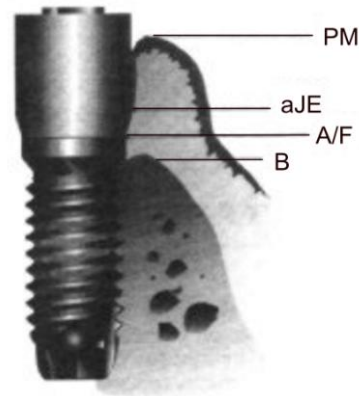


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Orientierungspunkte der histometrischen Untersuchung von Abrahamsson et al. (1998) [1]. Marginale Mukosa (PM), apikale Grenze des Saumepithels (aJE), marginaler Knochenkontakt (B), Implantatschulter-Abutment-Kontakt (A/F).

Eine Studie von Räsänen et al. [188] verglich unter anderem das Adhäsionsverhalten von Epithelzellen auf Rein-Titan (ASTM Grade 1) und Titan-Legierungen ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, Ti 90 %, Al 6 %, V 4 %, ASTM Grade 5) mit keramischen Abutmentmaterialien (Al_2O_3). Hierbei zeigte sich, dass die Zelladhäsion auf Metalloberflächen bis zu 2,5 Mal höher ist als auf Keramikoberflächen. Die Zellen bildeten flache Inseln auf der Oberfläche mit dünnen lamellären Grenzen, die einen innigen Kontakt zur Oberfläche vermuten ließen.

Bezüglich des Einflusses der Oberflächenbeschaffenheit von Titan-Abutments auf das Adhäsionsverhalten von Fibroblasten und Epithelzellen liegen diverse Studien vor, die jedoch meist kontroverse Ergebnisse aufzeigen: Es konnte festgestellt werden, dass eine glatte Titan-Oberfläche die Adhäsion von Fibroblasten günstig beeinflusst und unterstützt [92, 114]. Gleiches gilt für die Adhäsion von Epithelzellen [93]. Weitere Studien zeigen eine Steigerung der Zellproliferation auf glatten Oberflächen [13, 235], jedoch liegen auch Studien vor, die ein gegenteiliges Ergebnis zeigen [21].

Eine positive Beeinflussung auf das zelluläre Attachment und die Proliferation, Differenzierung, Matrixsynthese und Produktion von Wachstumsfaktoren von Zellen konnte aber auch bei rauen Titanoberflächen beobachtet werden [35]. In der Tat scheint eine Rauigkeit im Nanometer-Bereich einen Effekt auf die Zellorientierung und Zellmigration zu haben [129]. Deligianni et al. [55] zeigten, dass Knochenmarkszellen eine höhere Adhärenz auf rauen als auf glatten Titan-Legierungen ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$) aufweisen.

In einer Studie von Sader et al. [206] hingegen zeigte sich bei rauen Titanoberflächen ein negativer Einfluss auf die Adhäsion von Osteoblasten. Die untersuchten Osteoblasten wiesen auf rauen Titanoberflächen eine polygonale Morphologie mit verringerter Zellproliferationsrate auf.

Eine klare Aussage über die bestmögliche Oberflächenbeschaffenheit von Abutments aus Titanlegierungen ist, aufgrund der kontroversen Ergebnisse zum jetzigen Zeitpunkt nicht möglich.

3.2.1.2 Abutments aus Goldlegierungen

Vergleicht man die Ergebnisse unterschiedlicher Studien zum Verhalten der periimplantären Gewebe in Bezug auf das Abutmentmaterial, so kann man aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse jener Studien nicht genau sagen, ob Abutments aus Goldlegierungen den, als Standard angesehenen Titan-Abutments unterlegen sind. *Abrahamsson et al.* [1] zeigten, dass das periimplantäre Weichgewebe bei Kontakt zu Hochgoldhaltigen-Abutments eine erhöhte Rezession und signifikanten Knochenverlust aufwies. Aufgrund dessen wurde angenommen, dass die Biokompatibilität von Goldlegierungen als Abutmentmaterial in Frage zu stellen sei. In einer späteren Studie hingegen konnten *Abrahamsson und Cardaropoli* [4] keinen Unterschied zwischen den Weichgewebsreaktionen bei Titan- und Hochgoldhaltigen-Abutments feststellen. Auch *Vigolo et al.* [246] zeigten in einer Studie, in der sie Titan- mit Hochgoldhaltigen-Abutments verglichen, dass sich bezüglich der Stabilität des krestalen Knochens keine Unterschiede zwischen den beiden Materialien feststellen lässt. Man folgerte daraus, dass die Verwendung von Gold-Abutments nicht ursächlich für den Verlust von Knochen und das Auftreten von Gingivarezessionen sein könne. Eine Studie von *Welander et al.* [251] beschäftigte sich mit der Grenzzone zwischen periimplantären Weichgeweben bei unterschiedlichen Abutmentmaterialien. Bei der Verwendung von Hochgoldhaltigen-Abutments zeigten sich sowohl eine Apikalverlagerung des Epithels als auch ein Verlust des marginalen Knochens. Das Saumepithel enthielt weniger Kollagen und Fibroblasten und einen höheren Anteil an Leukozyten. Die Anwesenheit von polymorphkernigen Leukozyten und anderen inflammatorischen Zellen im periimplantären Saumepithel ist ein Hinweis auf mikrobielle Besiedelung des angrenzenden Sulkus. Es wurde daraus gefolgert, dass beim Einsatz von Gold-Abutments die periimplantären Gewebe keinen stabilen Kontakt zum Implantat eingehen können und somit die Schutzfunktion des periimplantären Weichgewebes nicht gegeben ist.

Doch aufgrund der, bereits oben genannten kontroversen Ergebnisse der unterschiedlichen Studien lässt sich kein eindeutiger Hinweis darauf erkennen, dass Abutments aus Titanlegierungen den Abutments aus Goldlegierungen überlegen sind [135].

3.2.2 Keramische Abutmentmaterialien

Bei der Verwendung von metallischen Abutments treten vor allem in ästhetisch relevanten Bereichen Probleme auf, da ein dunkles Durchschimmern oft nicht zu vermeiden ist. Und obwohl Titan als sehr biokompatibel und korrosionsresistent gilt [103], gibt es Hinweise darauf, dass Titan eine unspezifische Immunmodulation und Autoimmunerkrankungen hervorrufen kann [227]. Immunologische In-Vitro-Tests (Lymphozyten-Transformations-Test, LTT) wiesen darauf hin, dass eine Sensibilisierung gegen Titan ausgebildet werden kann [120, 243]. Die klinische Bedeutung dieser Resultate ist jedoch bisher umstritten. Darüber hinaus zeigten sich erhöhte Titankonzentrationen in der Nähe von Titanimplantaten [31] und regionalen Lymphknoten [249]. Bei keramischen Materialien

sind vergleichbare Reaktionen nicht bekannt. Keramische Materialien gelten als schlechte chemische und elektrische Leiter und sind inert.

Die erste Entwicklung metallfreier Aufbauten wurde durch die Firma Nobel Biocare (Göteborg, Schweden) unter dem Namen CeramicCore[®] von *Ingber und Prestipino* [185] vorgestellt. Bei dem verwendeten Material handelte es sich um hochreine Aluminiumoxidkeramik (Al_2O_3). Bei der Einführung von ZrO_2 -Abutments konnten die ästhetischen Vorteile von Al_2O_3 mit den verbesserten mechanischen Eigenschaften der ZrO_2 -Keramik verbunden werden. Der erste ZrO_2 -Aufbau wurde von *Wohlwend et al.* [252] vorgestellt, wobei es sich hierbei um partiell yttriumstabilisiertes ZrO_2 handelte.

3.2.2.1 Al_2O_3 -Abutments

Aluminiumoxid zeichnet sich durch eine Bruchzähigkeit von 5 bis 6 $\text{MPa} / \text{m}^{0.5}$ und eine Biegefestigkeit von 400 MPa aus [101] (Tabelle 1). Es zählt zu den biokompatiblen Materialien und weist eine gute chemische Stabilität und große Härte (2200 HV) auf [183].

| | |
|---|-------------------------|
| Druckfestigkeit | Ca. 2600 MPa |
| Biegebruchfestigkeit | Ca. 350 MPa |
| E-Modul | 350 GPa |
| Bruchzähigkeit K_{IC} | 4 $\text{MPa} \sqrt{m}$ |

Tabelle 1: Eigenschaften von Al_2O_3 (aus:[42])

Eine Studie von *Arvidson et al.* [17] verglich die periimplantären Weichgewebe um Titan-Abutments und Al_2O_3 -Abutments bei 20 Patienten mittels Biopsien. Diese zeigten bei beiden Abutmentmaterialien einen sehr ähnlichen Aufbau der Weichgewebe. *Andersson et al.* [12] verglichen in einer klinischen Studie Titan-Abutments und Al_2O_3 -Abutments. Dabei zeigte sich in einer Gruppe von 60 Patienten mit insgesamt 34 Al_2O_3 -Abutments und 35 Titan-Abutments nach einem Jahr keinerlei Knochenverlust im Bereich der Al_2O_3 -Abutments (Erfolgsquote 100%). Die Erfolgsquote der Titan-Abutments lag bei 93 %. In einer zweiten Gruppe von 15 Patienten mit 10 Al_2O_3 -Abutments und 10 Titan-Abutments zeigte sich um die Al_2O_3 -Abutments innerhalb eines Jahres ein Knochenverlust von 0,3 mm und im Verlauf von 3 Jahren ein weiterer Knochenverlust von 0,1 mm. Ein vergleichbarer Knochenverlust konnte auch bei den Titan-Abutments beobachtet werden.

Die Höhe der marginalen Mukosa zeigte innerhalb der beiden Gruppen nur geringe Unterschiede.

In einem 2-Jahres-Bericht einer angehenden 5-Jahres-Studie untersuchten *Andersson et al.* [11] 32 Patienten mit insgesamt 103 Implantaten, die mit insgesamt 53 Al_2O_3 -Abutments und 50 Titan-Abutments versorgt wurden. Die periimplantären Weichgewebe zeigten sich bei beiden Abutmentmaterialien stabil und es zeigte sich kein Unterschied zwischen Al_2O_3 -Abutments und Titan-Abutments bezüglich einer Blutung auf Sondieren. Der Verlust von marginalem Knochen betrug nach

einem Jahr bei den Titan-Abutments 0,4 mm und bei den Al_2O_3 -Abutments 0,2 mm. Die 2003 veröffentlichte vollständige 5-Jahres-Studie [9] ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen Al_2O_3 -Abutments und Titan-Abutments bezüglich der Plaqueakkumulation und Blutung auf Sondierung. Der mittlere Knochenverlust betrug bei den Al_2O_3 -Abutments 0,3 mm, bei den Titan-Abutments 0,4 mm.

Eine Studie mit Beaglen von *Abrahamsson et al.* [1] zeigte, dass Al_2O_3 -Abutments und Titan-Abutments eine vergleichbar gute Heilungstendenz der periimplantären Weichgewebe aufweisen. Bei beiden konnte ein 2 mm hohes epitheliales Attachment sowie ein 1-1,5 mm hohes bindegewebiges Attachment nachgewiesen werden (Abbildung 6).

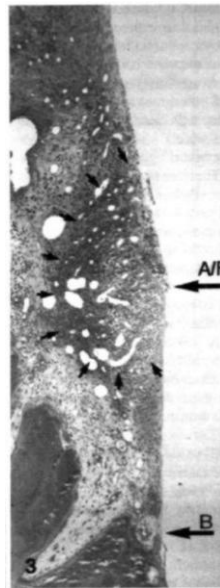


Abbildung 6: Bucco-lingualer Querschnitt der periimplantären Weichgewebe in Höhe des Implantatschulter-Abutment-Kontakts eines Al_2O_3 -Abutments. Lateral des Implantatschulter-Abutment-Kontakts befindet sich ein Areal inflammatorischen Infiltrats (kleine Pfeile). B: Marginaler Knochenkontakt. A/F: Implantatschulter-Abutment-Kontakt. 100-fache Vergrößerung, PAS- und Toluidin-Blau-Färbung. (Abbildung aus [1]).

Dieses Ergebnis bekräftigt die Ergebnisse anderer Studien [6, 18, 62, 84, 85, 155]. Aufgrund licht- und elektronenmikroskopischer Untersuchungen nimmt man an, dass das Epithel, welches sich um die Al_2O_3 -Abutments bildet, in vielerlei Hinsicht dem dento-gingivalen Epithel von natürlichen Zähnen entspricht [62, 155] und Al_2O_3 als inert und biokompatibel zu betrachten ist [18].

In-vitro-Studien zur Bruchfestigkeit von Al_2O_3 -Abutments nach mechanischer Alterung (1,2 Millionen Zyklen) konnten mittlere Frakturwerte von 239 N ermitteln [42]. Eine weitere In-Vitro-Studie untersuchte Frakturlast und -verhalten von Al_2O_3 -Abutments ohne künstliche Alterung [256]. Die Proben wurden mit Glaskeramikkronen versorgt und in einem Winkel von 30° belastet. Die mittlere Bruchlast betrug 280,1 N. Alle Abutments frakturierten in Höhe des Schraubenkopfes, was für ein homogenes Bruchverhalten der Al_2O_3 -Abutments spricht.

3.2.2.2 ZrO₂-Abutments

Abutments aus ZrO₂ finden im klinischen Gebrauch immer häufiger Anwendung. Hinsichtlich der Auswirkungen auf periimplantäre Weichgewebe gibt es keinen Hinweis darauf, dass Abutments aus ZrO₂ den Abutments aus Titan unterlegen wären [135]. So zeigten *Kohal et al.* [112] in einer Tierstudie, dass es bei der Ausdehnung der periimplantären Weichgewebe bei Titan-Abutments und ZrO₂-Abutments keine signifikanten Unterschiede gibt. Daraus folgerte man, dass beide Materialien als „ähnlich biokompatibel“ [112] zu bewerten seien. *Degidi et al.* [53] untersuchten den Effekt von ZrO₂-Einheilkappen auf periimplantäre Weichgewebe und stellten dabei einen günstigeren Effekt fest als den von Titan-Einheilkappen bei gleichen Bedingungen. Dieses Ergebnis wurde der Tatsache zugeschrieben, dass ZrO₂ eine geringere Bakterienakkumulation zeigt als Titan und somit ein geringeres Auftreten von inflammatorischen Prozessen bedingt. Den positiven Effekt von ZrO₂ auf das periimplantäre Weichgewebe wurde auch durch eine 4-Jahres-Studie von *Glauer et al.* [75] bestätigt.

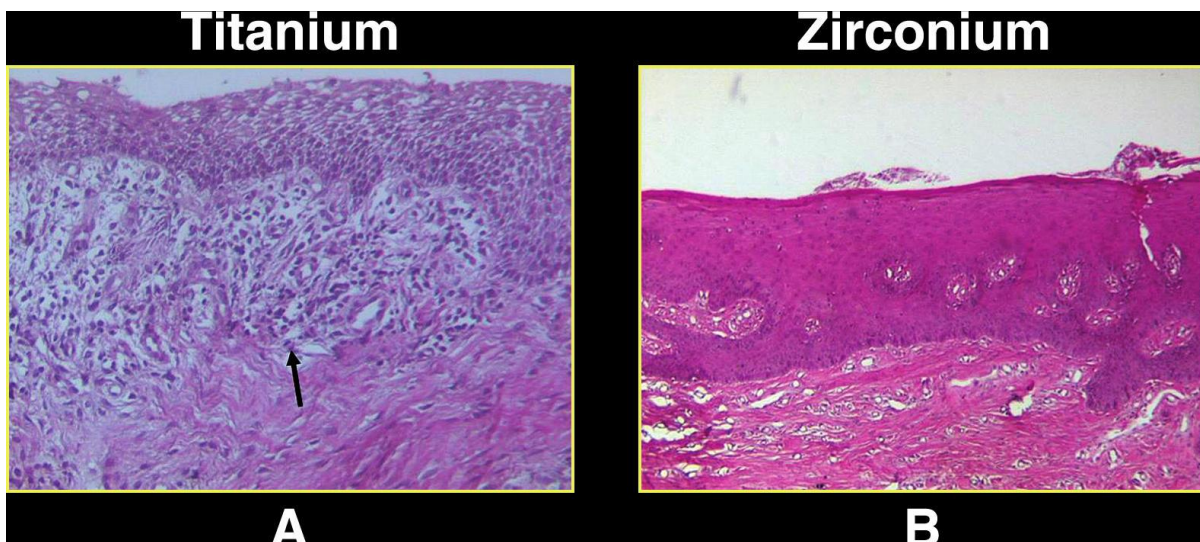


Abbildung 7: Histologische Schnitte der periimplantären Weichgewebe um Titan-Einheilkappen (A) und ZrO₂-Einheilkappen (B). Es zeigt sich ein deutliches Entzündungsinfiltrat (Pfeil) im Bereich der Titan-Einheilkappen (A). Das periimplantäre Weichgewebe um die ZrO₂-Einheilkappen (B) hingegen weist nur wenige Entzündungszellen auf. (HE-Färbung, 10-fache Vergrößerung, aus [53]).

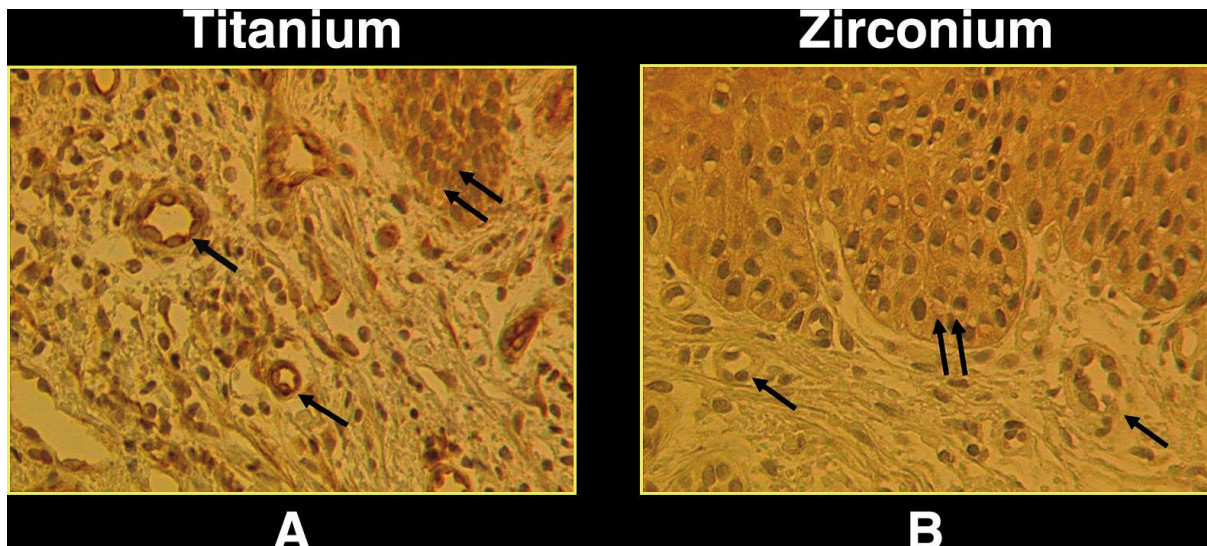


Abbildung 8: Histologische Schnitte zur Darstellung der Expression der NOS-I (NO-Synthase I) im periimplantären Weichgewebe um Titan-Einheilkappen (A) und ZrO₂-Einheilkappen (B). Deutlich erhöhte NOS-I-Expression im oberflächlichen Epithelium (Doppelpfeile) und in den Gefäßendothelzellen (Pfeile) im Bereich der Titan-Einheilkappen (A). Im Bereich der ZrO₂-Einheilkappen (B) hingegen zeigte sich nur eine geringe NOS-I-Expression im oberflächlichen Epithelium (Doppelpfeile) und in den Gefäßendothelzellen (Pfeile). (PAP-Färbung, 20-fache Vergrößerung, aus [53])

Welander *et al.* [251] verglichen in einer Studie mit Labradoren die Weichgewebe um Titan-, Gold- und ZrO₂-Abutments. Dabei zeigte sich, dass die Weichgewebs-Situation bei den Titan- und ZrO₂-Abutments über den Untersuchungszeitraum zwischen 2 und 5 Monaten stabil blieb. Die, im periimplantären Epithel befindlichen Leukozyten zeigten um ZrO₂-Abutments eine sehr viel geringere Anzahl als um Titan- oder Gold-Abutments. Dies wurde auf die, bereits oben genannte geringere Affinität von Bakterien auf ZrO₂-Oberflächen begründet. Diese Hypothese wurde von Rimondini *et al.* [200] und Scarano *et al.* [210] aufgestellt. Rimondini *et al.* [200] untersuchten die mikrobielle Besiedelung von Titan- und ZrO₂-Scheiben sowohl *in vitro* als auch *in vivo*. Während bei der *in vitro* Untersuchung nur geringfügige Unterschiede der bakteriellen Besiedelung beider Materialien festzustellen waren, zeigten die *in vivo* Untersuchung eine signifikant höhere Ansammlung von Bakterien auf den Titan-Scheiben. Ähnliche Ergebnisse wurden von Scarano *et al.* [210] berichtet, die ebenfalls die bakterielle Oberflächenbesiedelung von Titan- und ZrO₂-Scheiben untersuchten und eine signifikant geringere Oberflächenbesiedelung bei den ZrO₂-Scheiben feststellten.

Mustafa *et al.* [165] untersuchten das Verhalten von humanen Fibroblasten der Gingiva (HGF) auf unterschiedlichen Al₂O₃- und ZrO₂-Oberflächen. Dabei wurden gefräste, polierte, mit einem Baseline beschichtete und mit Baseline beschichtete und polierte Oberflächen untersucht um den Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit auf die Fibroblastenadhäsion, -proliferation und -orientierung zu analysieren. Dabei zeigte sich, dass eine Mikrorauigkeit (< 0,4 µm) die Adhäsion der Fibroblasten unter *in vitro* Bedingungen positiv beeinflusst. Auf den, mit Baseline beschichteten Oberflächen zeigten die Fibroblasten eine deutlich verringerte Adhäsion und weniger Wachstum als auf den nicht-beschichteten gefrästen Oberflächen. Ein weiteres bedeutendes Ergebnis dieser Studie ist, dass die

ZrO₂-Oberflächen nach 3 und 24 Stunden eine deutlich höheres zelluläres Attachment als die Al₂O₃-Oberflächen zeigten.

Auch *Takamori et al.* [235] beschäftigten sich mit dem Einfluss der Oberflächenrauigkeit auf die Fibroblastenadhäsion, wobei hier die Materialien Titan, partiell yttriumstabilisiertes ZrO₂ (ZrO₂Y₂O₃) und yttriumstabilisiertes ZrO₂(3YTZP) untersucht wurden (Abbildung 9).

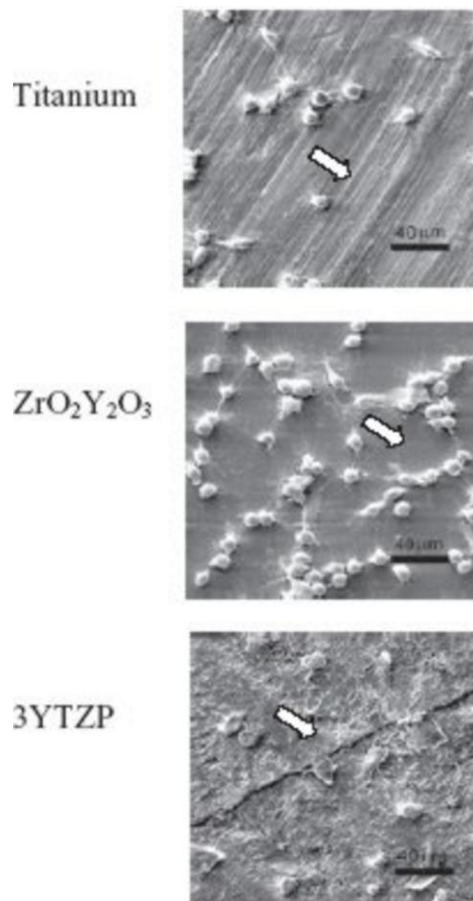


Abbildung 9: SEM Analyse der Fibroblastenadhäsion auf Titan- und Zirkoniumdioxidoberflächen. Die Pfeile weisen auf die Topographie der Oberflächen hin. Es sind deutlich mehr Fibroblasten auf der ZrO₂Y₂O₃-Oberfläche zu erkennen als in den beiden anderen Gruppen. (Abbildung aus [235]).

Bezüglich der Oberflächenrauigkeit zeigte das yttriumstabilisierte ZrO₂ (3YTZP) die größte Oberflächenrauigkeit, gefolgt von Titan und partiell yttriumstabilisierten ZrO₂ (ZrO₂Y₂O₃), welches die geringste Rauigkeit aufwies. Trotz des nachgewiesenen positiven Effekts der Oberflächenrauigkeit auf die Adhäsion von Fibroblasten [35, 129] konnten auf der glatteren Oberfläche (0,09 µm) des partiell yttriumstabilisierten ZrO₂ (ZrO₂Y₂O₃) mehr Fibroblasten nachgewiesen und eine verbesserte initiale Adhäsion beobachtet werden.

Pae et al. [176] untersuchten das Attachment und Wachstumsverhalten von Fibroblasten auf Titan-, Zirkoniumdioxid-Scheiben und Zirkoniumdioxid-Scheiben mit 100 µm Mikrorillen. Diese Mikrorillen beeinflussen das Zellverhalten dahingehend, dass die Zellen sich selbstständig ausrichten und in einer Art und Weise migrieren, die durch die Oberflächenrillen bestimmt ist. Dieses Phänomen nennt man „contact guidance“ [250]. Im Zuge der Untersuchungen zeigte sich, dass die Zirkoniumdioxid-Scheiben mit 100 µm Mikrorillen die höchste Zellproliferationsrate und Fibroblastenadhäsion aufwies.

Vergleicht man Titan mit ZrO_2 hinsichtlich ihres Einflusses auf die periimplantären Gewebe, so zeigten sich in histologischen Tierstudien ähnliche Reaktionen der periimplantären Hart- und Weichgewebe auf die beiden Materialien. Im Vergleich mit ZrO_2 -Oberflächen zeigte sich in histologischen Humanstudien in humaner Mukosa eine deutlich höhere Anzahl inflammatorischer Zellen bei Kontakt mit Titanoberflächen [135].

3.3 ZrO_2 als dentale Keramik

Die Keramik als Restaurationswerkstoff hat in der Zahnheilkunde in den letzten Jahrzehnten immer mehr an Bedeutung gewonnen, da sie der Forderung nach ästhetischen und funktionellen optimalen Restaurationen von Zahnhartsubstanzdefekten und zugleich hohen Ansprüchen an Biokompatibilität gerecht wird.

Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan, welches etwa 700 nach Christus in China entdeckt wurde. *J. F. Böttcher* gelang es im Jahre 1709 am sächsischen Königshof erstmals Porzellan herzustellen [57, 91, 194]. Die erste dokumentierte Verwendung von Porzellan in der Zahnheilkunde geht auf *Nicolas Dubois de Chemant* zurück, der sich 1774 eine komplette Prothese aus Porzellan brennen ließ [57, 74, 91, 229]. Die industrielle Herstellung von sogenannten Mineralzähnen begann 1825 durch *S. W. Stockton* in Amerika und ab dem Jahre 1844 auch durch die heute noch bestehende Firma *S. S. White Corporation* [229]. *Charles Henry Land* meldete bereits 1889 das Patent für die Porzellan-Jacket-Krone an [91, 121], welche mit Zement befestigt wurde und eine, aufgrund der damals verwendeten Feldspatkeramik nur ungenügende Bruchfestigkeit besaß. Wegen der hohen Frakturanfälligkeit dieser Kronen kam es zur Verlagerung der Forschung auf die Entwicklung von metallkeramischen Kronen. Die dabei verwendeten Keramiken weisen einen an die metallischen Grundgerüste angepassten Wärmeausdehnungskoeffizienten auf und sind über Oxide mit den entsprechenden Metalllegierungen verbunden [91, 157]. Die ersten metallkeramischen Kronen wurden von *Weinstein, Katz und Weinstein* 1962 patentiert und wurden in Europa als Metallkeramiksystem VMK® von den Firmen Vita-Zahnfabrik und Degussa Dental auf den Markt gebracht. Obwohl die innere Passgenauigkeit zufriedenstellend war und sogar mehrgliedrige, stabile Brücken im Seitenzahnbereich realisierbar waren, waren sowohl die Biokompatibilität als auch die Ästhetik nicht mit einer vollkeramischen Restauration vergleichbar. Oxidationsprodukte führten zu einer verminderten Gewebeverträglichkeit und die ästhetische Wirkung war durch die fehlende Transluzenz deutlich herabgesetzt [196, 229].

Das große Problem der keramischen Restaurationen war aber immer noch die niedrige Bruch- und Scherfestigkeit. Als im Jahre 1965 *McLean und Hughes* den Einsatz von Aluminiumoxidkristallen zur Verstärkung der Keramiken vorschlugen [106], wurden deutliche Materialverbesserungen hinsichtlich der Stabilität vollkeramischer Kronen erreicht [58].

Die Einführung von Oxidkeramiken brachte einen Durchbruch in der erreichbaren Bruchfestigkeit zur Herstellung hochfester Brückengerüste. Unter Oxidkeramiken versteht man einphasige Materialien,

die aus Metalloxiden unedler Metalle zusammengesetzt sind. Das bedeutet, dass ihr Oxidationspotential sehr hoch ist und die Oxide dadurch sehr stabil sind. Die wichtigsten Vertreter dieser Werkstoffgruppe sind Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidkeramiken, die in der Zahnheilkunde in der CAD/CAM-Technologie als Gerüstkeramiken eingesetzt werden [65].

Infiltrationskeramiken gehören ebenfalls zu den Oxidkeramiken, jedoch unterscheiden sie sich von den Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidkeramiken dadurch, dass sie den mehrphasigen Materialien zugehören, weil sie noch eine zusätzliche Glasphase besitzen.

Bei den dentalen Infiltrationskeramiken unterscheidet man glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram®-Alumina), glasinfiltriertes Zirkoniumdioxid (In-Ceram®-Zirconia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (In-Ceram®-Spinell) [187]. Dabei wird feinstes Pulver der jeweiligen Keramik mit einer Spezialflüssigkeit vermischt und auf den Gipsstumpf aufgebracht. Dadurch wird dem Gemisch die Flüssigkeit entzogen und in einem Sinterbrand der nicht zu einer Durchsinterung der Keramik führt (ca. 1150°C) entsteht ein formstabiles kreideartiges Gerüst. Die jeweiligen Keramikpartikel backen an ihren Berührungsstellen zusammen, ohne aufzuschmelzen. Es findet dabei fast keine Volumenschumpfung statt. Auf das so entstandene poröse Gerüst wird ein lanthanhaltiges Farbglas aufgetragen und ein Infiltrationsbrand durchgeführt [33, 48, 119, 149]. Dadurch entsteht ein hochfestes glasinfiltriertes Gerüst [14]. Bei Aluminiumoxid-Keramiken wird die Festigkeit und Opazität des Gerüsts durch den Aluminiumoxid-Kristallgehalt bestimmt [229]. Das In-Ceram®-Zirconia-System besitzt nochmals bessere mechanische Eigenschaften und ist deutlich opaker als das In-Ceram®-Alumina-System, da noch 5% ZrO₂-Kristalle zugefügt sind.

Im Jahre 1975 wurde das teilstabilisierte Zirkoniumdioxid von *Ron Garvie* erfunden, der auch den Ausdruck „ceramic steel“ prägte [66]. Die Anfang der 80er Jahre entwickelten CAD/CAM-Systeme und Kopierfräsungen ermöglichten die Maschinenfräsung von industriell gefertigten Keramikblöcken aus Zirkoniumdioxid und Aluminiumdioxid. Diese dicht gesinterten Oxidkeramiken weisen deutlich höhere Biegebruchfestigkeiten auf als die Infiltrationskeramiken. Beide, Zirkoniumdioxid und Aluminiumdioxid verfügen über eine hohe Biokompatibilität [142, 143, 233, 247], jedoch auch über eine höhere Opazität, was eine ideale Lichtleitung durch die Keramik erschwert. Beim sogenannten Chamäleoneffekt hingegen wird ein großer Teil des einfallenden Lichts durch die Keramik hindurch geleitet, was eine Anpassung der Restauration an die Umgebungsfarbe zur Folge hat. Der Übergang von Zahnkrone zum Zahnfleisch wird weitgehend unsichtbar, da Farbidentität und Lichtbrechung eine Differenzierung fast nicht möglich machen. Durch die Lichtstreuung erhält die Gingiva ein vitales Aussehen, was wiederum die „rote Ästhetik“ positiv beeinflusst.

Die Nutzung industriell gefertigter Rohlinge gewährleistet höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials und ermöglicht die Herstellung von Keramikrestorationen mit verbesserten mechanischen Eigenschaften [57, 101, 214].

3.3.1 Allgemeine Materialeigenschaften von ZrO_2

In seinem reinen Zustand ist Zirkonium ein duktiles Metall. Es wurde 1789 vom deutschen Chemiker Martin Heinrich Klaproth aus Wernigerode als Metalldioxid (ZrO_2) entdeckt [182]. In der Natur ist ZrO_2 in Verbindung mit bis zu 2 % Anteil an Hafniumoxid (HfO_2) oder in Verbindung mit Siliziumdioxid (SiO_2) als Zirkon ($ZrSiO_4$) zu finden.

| | |
|---|-------------------|
| Druckfestigkeit | Ca. 2000 MPa |
| Biegebruchfestigkeit | Ca. 1000 MPa |
| E-Modul | 210 GPa |
| Bruchzähigkeit K_{IC} | 10 MPa \sqrt{m} |

Tabelle 2: Eigenschaften von ZrO_2 (aus:[42])

ZrO_2 liegt in Abhängigkeit von der Temperatur in drei verschiedenen kristallinen Phasen vor, die jeweils spezifische Eigenschaften aufweisen: Man unterscheidet eine monokline, tetragonale und kubische Phase [234]. Der Schmelzpunkt von ZrO_2 liegt bei 2715 °C und ab 2706 °C bildet sich die kubische Kristallstruktur aus. Kühlt das ZrO_2 weiter ab, so bildet sich bei 2370 °C die tetragonale Phase aus, die sich dann ab 1163 °C in die monokline Phase umwandelt. Beim Phasenübergang von tetragonal zu monoklin tritt jedoch eine starke Volumenzunahme von 3–5 % auf, die zu einer Rissbildung in der Struktur führen kann. Um die tetragonale Phase auch bei Raumtemperatur stabil zu halten wird ca. 5 Gew.-% Yttriumoxid (Y_2O_3) hinzugegeben. Um die Korrosions- und Alterungsbeständigkeit des Werkstoffes zu verbessern ist ein Zusatz von 0,2 bis 1 % Aluminiumoxid nötig [195].

Der große Nachteil von dentalen Keramiken liegt darin, dass sich ausgehend von winzigen Defekten (Poren, Spalten, Mikrorisse), die während der Herstellung und Bearbeitung in der Keramik entstehen, bei gegebener Belastung langsam fortschreitende Risse (unterkritisches Risswachstum) entwickeln können. Dieses Wachstum wird durch ein korrosives Milieu (100 % rel. Feuchte, Schwankungen des pH-Wertes zwischen 5 und 7 aufgrund der Nahrungsaufnahme und Schwankungen der Umgebungstemperatur zwischen 5 °C bis 70 °C) begünstigt [72]. Man spricht dabei auch vom Mechanismus der Spannungsrissskorrosion [195]. Und so kann es auch längere Zeit nach der Eingliederung bei normaler Belastung plötzlich zu einer Fraktur der keramischen Restauration kommen [238].

Beim Yttrium-stabilisierten ZrO_2 führen die Tangentialspannungen an der Riss Spitze zu einer Umwandlung des tetragonalen Kristallgefüges in die monokline Kristallphase, was eine Volumenvergrößerung von ca. 5 % zur Folge hat [143, 153, 195, 240]. Die Volumenausdehnung und die sich innerhalb der Teilchen entwickelnde Scherspannung führen zu einer martensitischen Reaktion, die eine Druckspannung auf die Matrix induzieren. Dadurch wird die zur Rissbildung

notwendige Energie erhöht und die Risszähigkeit größer [142, 143]. Diesen Vorgang nennt man martensitische Umwandlung oder Transformationsverfestigung [142]. Faktisch wird der Riss durch die Umwandlungsverfestigung „zugeklemt“ (sog. Airbag-Effekt nach Pospiech) [195]. Man kann also sagen, dass ZrO_2 in der Lage ist eine auftretende Rissbildung selbstständig zu „reparieren“.

ZrO_2 zeichnet sich noch durch weitere Eigenschaften aus, wie zum Beispiel eine gute Biegefähigkeit und Bruchfestigkeit, günstiges Elastizitätsmodul, Korrosionsbeständigkeit, ausgezeichnete Biokompatibilität, sehr feine Korngröße, keine Glasphase, extrem hohe Dichte, Porenfreiheit und hohe Dauerfestigkeit [72, 201, 237] (Tabelle 2).

Die Festigkeit von ZrO_2 -Keramiken übersteigt die der Feldspatkeramiken fast um das Zehnfache. Daher ist es möglich Kronen- und Brückengerüste wie Metallgerüste zu gestalten und für den gleichen Indikationsbereich zu verwenden [158, 232]. Es ist auch möglich, grazile Dimensionierungen von Konnektoren zum Zwischenglied sowie geringe Gerüst-Wandstärken umzusetzen [195]. Die Biegefestigkeit und Risszähigkeit von ZrO_2 ist beinahe doppelt so hoch wie diejenigen Werte von dicht gesintertem, hochreinem Al_2O_3 (Abbildung 10); dadurch gestaltet sich die mechanische Bearbeitung von ZrO_2 aber auch schwerer [253].

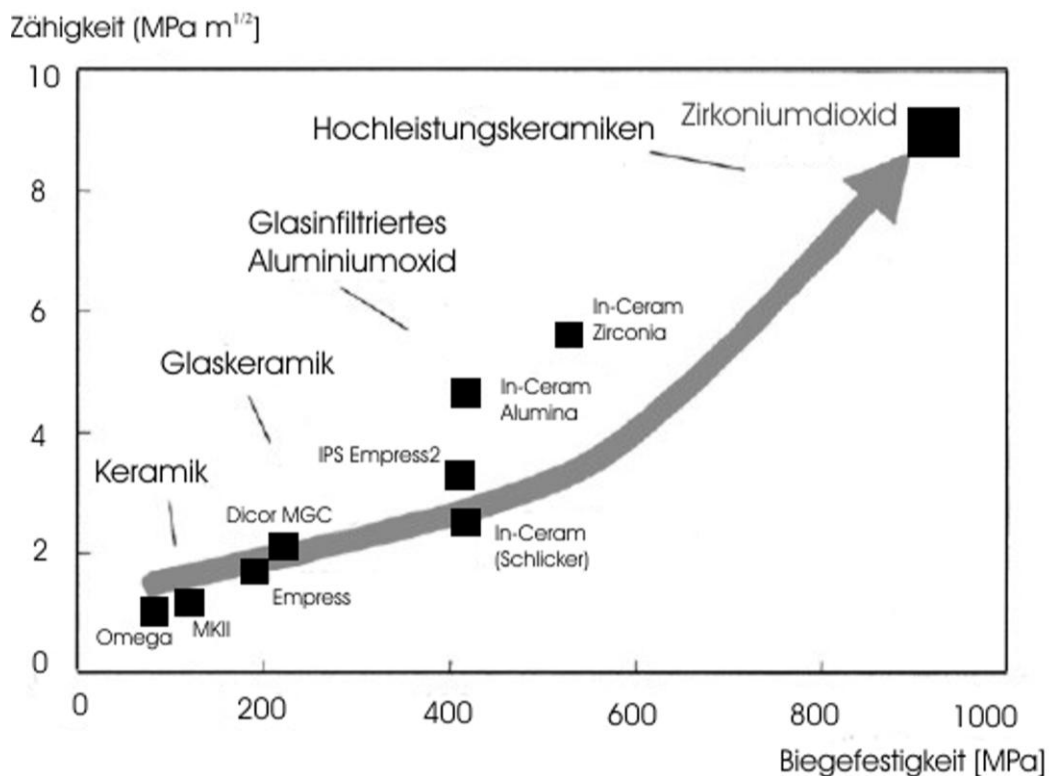


Abbildung 10: Bruchzähigkeit verschiedener Keramiken (Abbildung aus [66]).

Die verwendeten Rohlinge werden maschinell bearbeitet und liegen entweder im Weißkörperstadium, also in einem vorgesintertem Stadium oder im dicht gesinterten Stadium vor. Die Vorteile der Weißkörperverarbeitung liegen darin, dass die Fräsung schneller und einfacher abläuft [158, 232] und die verwendeten Werkzeuge weniger stark und schnell abgenutzt werden [232]. Jedoch muss das

Gerüst nachgesintert werden, wobei es zu einer Schrumpfung kommt, die vor der Bearbeitung des Grünkörpers bereits berechnet werden muss.

Bei der Bearbeitung des dicht gesinterten Rohlings ist die Verwendung von optimal, unter industriellen Bedingungen hergestellten Materialien möglich [158]. Hier erfordert das Fräsen jedoch viel Zeit und ist mit einem hohen Werkzeugverschleiß verbunden. Zugleich ist die Reproduktion spezieller Präparationsgeometrien eingeschränkt und die Passung damit verschlechtert [201, 247]

3.3.2 ZrO₂ als Abutmentmaterial

3.3.2.1 In-Vitro Studien

Es finden sich eine Reihe von In-Vitro-Untersuchungen zur Verwendung von ZrO₂ als Abutmentmaterial (Tabelle 3)

| Autor | Abutment | Suprakonstruktion | Alterung | Mittlere Bruchlast |
|-------------------------------------|---|---|---|---------------------------|
| Aramouni et al. (2008) [15] | ZrO ₂ (ZiReal; n = 20) | Empress2-Kronen | Keine | 792,7 N |
| | Titan (n = 20) | Empress2-Kronen | Keine | 793,6 N |
| Butz et al. (2005) [42] | Al ₂ O ₃ (n = 16) | Metallkronen | Mechanisch (1,2 x 10 ⁶ Zyklen) | 239 N |
| | Ti-verstärkte ZrO ₂ (n = 16) | Metallkronen | Mechanisch (1,2 x 10 ⁶ Zyklen) | 294 N |
| Gehrke et al. (2006) [71] | ZrO ₂ (CERCON®; n = 7) | Keine | Zyklisch (5 x 10 ⁶ Zyklen bei 100-450 N) | 268,8 N bis 403,2 N |
| | | | Statisch (bis max. Bruchlast) | 672 N |
| Kohal et al. (2008) [111] | Al ₂ O ₃ (Procera; n = 32) | Procera Al ₂ O ₃ -Kronen (n = 16) | Mechanisch (1,2 x 10 ⁶ Zyklen) | 423 N |
| | | Procera ZrO ₂ -Kronen (n = 16) | | 241 N |
| | ZrO ₂ (Procera; n = 32) | Procera Al ₂ O ₃ -Kronen (n = 16) | Mechanisch (1,2 x 10 ⁶ Zyklen) | 444 N |
| | | Procera ZrO ₂ -Kronen (n = 16) | | 457 N |
| | Titan (Procera; n = 32) | Procera Al ₂ O ₃ -Kronen (n = 16) | Mechanisch (1,2 x 10 ⁶ Zyklen) | 1454 N |
| | | Procera ZrO ₂ -Kronen (n = 16) | | 1251 N |
| Yildirim et al. (2003) [256] | Al ₂ O ₃ (n = 10) | Glaskeramikkronen | Keine | 280,1 N |
| | ZrO ₂ (n = 10) | Glaskeramikkronen | Keine | 737,6 N |

Tabelle 3: Auflistung von In-Vitro-Studien mit ZrO₂-Abutments.

Butz et al. [42] verglichen titanverstärkte ZrO₂-Abutments mit Al₂O₃-Abutments hinsichtlich ihrer Bruchfestigkeit nach Kausimulation. Hierbei lagen die Frakturwerte für ZrO₂-Abutments bei 294 N und somit höher als die der Al₂O₃-Abutments. Man folgerte daraus, dass titanverstärkte ZrO₂-Abutments eine Alternative zu Metall-Abutments im Frontzahnbereich darstellen, wohingegen die Al₂O₃-Abutments sich weniger dazu eigneten.

Auch in der Studie von Yildirim et al. [256] zeigten die ZrO₂-Abutments eine mehr als doppelt so hohe Bruchlast als die Al₂O₃-Abutments. Hinsichtlich des Bruchverhaltens wurden jedoch deutliche Unterschiede beobachtet. Die Al₂O₃-Abutments zeigten ein einheitliches Bruchverhalten, da alle 10 Abutments in Höhe des Schraubenkopfes frakturierten und weder die Kronen noch die Schrauben Anzeichen von Frakturen zeigten. Die ZrO₂-Abutments wiesen ein weniger homogenes Bruchverhalten auf. Bei vier Proben frakturierte zuerst die Krone ohne Frakturzeichen am Abutment, bei drei Proben frakturierte zuerst das Abutment ohne Fraktur der Krone und bei den drei

verbliebenen Proben frakturierte die Gold-Schraube bevor es zu einer Fraktur des Abutments oder der Krone kam. Das Bruchverhalten von ZrO_2 -Abutments zeigte jedoch gegenüber dem Bruchverhalten von Abutments aus Titanlegierungen keine auffälligen Unterschiede [15].

Vergleicht man die Studien von Yildirim et al. [256] und Kohal et al. [111], so wird der negative Einfluss der mechanischen Alterungssimulation auf die Bruchlast der ZrO_2 -Abutments deutlich [111]. Häufig konnte ein technisches Problem in Form einer Fraktur der Suprakonstruktion beobachtet werden [15].

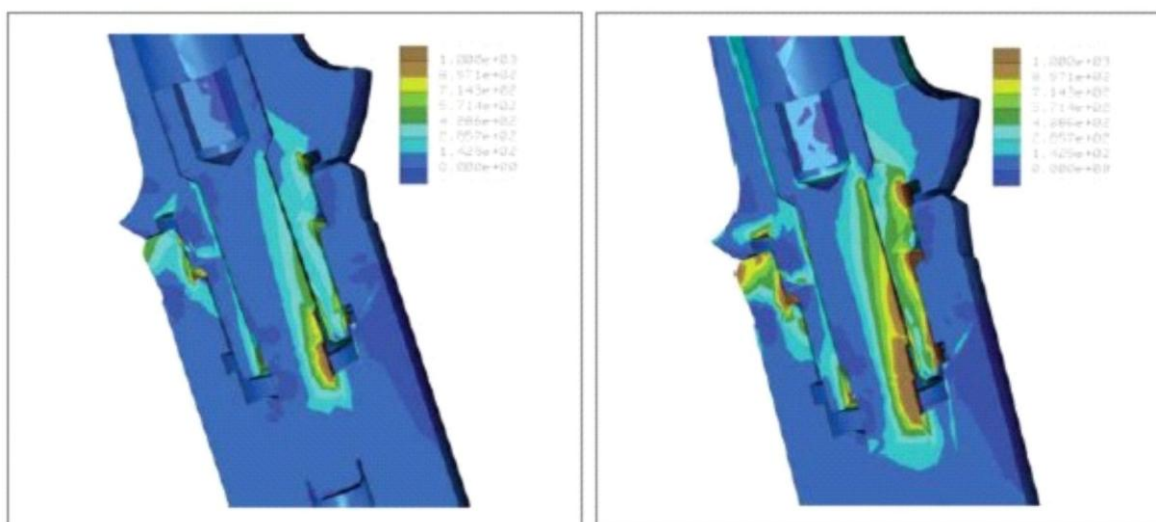


Abbildung 11: Finite element model (FEM) der Abutment-Implantat-Einheit. Spannungsfelder bei 100 N (links) und bei 250 N (rechts). (Abbildung aus [71]).

Eine FEM- (finite element model) Analyse [71] zeigte ein Muster gut verteilter Spannungsfelder über die gesamte Abutment-Implantat-Einheit bei einer Belastung von 100 N. Größere Spannungsfelder bis zu 800 MPa zeigten sich im zervikalen Bereich des ZrO_2 -Abutments und im apikalen Drittel der Befestigungsschraube bei einer Belastung von 250 N (Abbildung 11).

Rimondini et al. [200] untersuchten das Adhäsions- und Kolonisationsverhalten von oralen Bakterien auf Titan- und unterschiedlichen polierten ZrO_2 -Scheiben (Y-TZP) sowohl in vitro als auch in vivo. Die, im In-Vitro-Versuch verwendeten Bakterienstämme waren *Porphyromonas gingivalis*, *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguis*, *Actinomyces viscosus* und *Actinomyces naeslundii*. Es wurde deutlich, dass *Streptococcus mutans* der Bakterienstamm war, der insgesamt die höchste Adhäsionsrate zeigte und auch deutlich mehr Biofilm auf allen polierten ZrO_2 -Scheiben ausbildete. Auf den Titan-Scheiben konnte eine deutlich erhöhte Adhäsion von *Streptococcus sanguis* nachgewiesen werden. Von beiden Materialien (Titan und ZrO_2) ging keine antimikrobielle Wirkung aus.

Blue et al. [34] untersuchten den Effekt der Schleifkörperkörnung und Art des zu beschleifenden Materials (ZrO_2 und Al_2O_3) auf die Effizienz der Präparation, die Oberflächenrauigkeit und den Verschleiß der verwendeten Schleifkörper. Jeweils drei ZrO_2 -Abutments und drei Al_2O_3 -Abutments wurden mittels eines Schleifkörper mit Körnungen von 150 μm , 100 μm und 30 μm bearbeitet. Für

jedes Abutment wurde ein neuer Schleifkörper verwendet, der mit einem Gewicht von 50 g für 34 Sekunden angewendet wurde. Es zeigte sich, dass die Art der Keramik und die Größe der Körnung einen wechselwirkenden Effekt aufeinander haben, wobei der Effekt der Körnung weniger bedeutend war als die Art der Keramik. Al_2O_3 -Abutments zeigten einen höheren Substanzverlust als ZrO_2 -Abutments unabhängig von der verwendeten Körnung. Der Substanzabtrag der Al_2O_3 -Abutments verlief bei der 150 μm Körnung schneller als bei den anderen Körnungen, wohingegen bei den ZrO_2 -Abutments kein Unterschied festzustellen war. Die Art der Keramik hatte keinen signifikanten Einfluss auf den Verschleiß der Schleifkörper, jedoch zeigten die Schleifkörper mit 150 μm Körnung einen höheren Verschleiß als die Schleifkörper mit feinerer Körnung. Sowohl die Art der Keramik als auch die Schleifkörperkörnung hatten einen Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit der Abutments. Generell zeigten die Al_2O_3 -Abutments eine rauere Oberfläche als die ZrO_2 -Abutments. Die Schleifkörper mit der 150 μm Körnung erzielten die rauesten Oberflächen. So wird in Betracht gezogen, bei der Präparation von ZrO_2 -Abutments generell auf fein gekörnte Schleifkörper zurückzugreifen, um eine glattere Oberfläche zu erzielen und möglicherweise eine Verfestigung des Abutmentmaterials zu erzielen. Dies scheint aufgrund von Umwandlungen der tetragonalen in die monokline Phase möglich zu sein [116, 117].

Adatia et al. [5] untersuchten den Einfluss der Präparation der Abutments auf die Bruchlast. Hierzu erfolgte an zehn ZrO_2 -Abutments eine okklusale Reduktion von 2 mm und eine zirkuläre Präparation, so dass eine 0,5 mm breite Hohlkehle entstand. Weitere zehn ZrO_2 -Abutments wurden okkusal um 2 mm reduziert und es wurde eine 1 mm breite Hohlkehle angelegt. Der statische Bruchversuch erfolgte bei einer Belastung im Winkel von 30°. Es zeigte sich, dass es innerhalb der untersuchten Gruppen zwar zu unterschiedlichen Bruchlasten kam, bei der statistischen Auswertung der Gruppen zeigten sich jedoch keine signifikanten Unterschiede. Alle Abutments brachen im Bereich des Abutment-Implantat-Kontaktes. Einen negativen Einfluss der Präparation hinsichtlich der Frakturlast konnte nicht nachgewiesen werden.

Maeda et al. [147] untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Konfigurationen der Abutment-Implantat-Verbindung auf die Kraft-Verteilung innerhalb der Abutment-Implantat-Einheit. Jeweils drei Implantate mit internem Hexagon und 3 Implantate mit externem Hexagon wurden untersucht und dabei sowohl vertikal als auch horizontal mit 30 N belastet. Es zeigte sich, dass die Kräfte bei Implantaten mit internem Hexagon besser auf das Implantat verteilen.

Garine et al. (2007) [70] vermuteten eine Inkongruenz zwischen Vollkeramik-Abutment und Implantat-Hexagon aufgrund von Dimensionsänderungen des Abutments bei Sinter-Vorgängen, was schlussendlich zu einer Rotationsfreiheit des Abutments auf dem Implantat führt. Untersucht wurden ZrO_2 -Abutments (ProZir) und ZrO_2 -Abutments mit Titan-Basis (ZiReal), Al_2O_3 -Abutments (ProAl, EstAb) und Titan-Abutments (ZeroRot). Abutment- und Implantat-Hexagon wurden vermessen und die maßlichen Unterschiede errechnet. Mit Hilfe eines Auflichtmikroskops wurde die Rotationsfreiheit des Abutments auf dem Implantat gemessen, wobei jedes Abutment dreimal gegen den Uhrzeigersinn

und dreimal im Uhrzeigersinn gedreht wurde. Die Ergebnisse der optischen Untersuchung wurden mit den errechneten Ergebnissen verglichen. Man stellte fest, dass technisch bedingte Inkongruenzen zwischen Abutment und Implantat bei allen Abutment-Typen auftraten, wobei das Titan-Abutment eine signifikant geringere Rotationsfreiheit aufwies. Die ZiReal-Abutments wiesen, aufgrund der Titan-Basis eine geringere Rotationsfreiheit auf als die anderen Keramik-Abutments. Es zeigte sich, dass die Hexagon-Ecken der Vollkeramik-Abutments deutlich abgerundeter waren als die der Titan-Abutments beziehungsweise des ZiReal-Abutments.

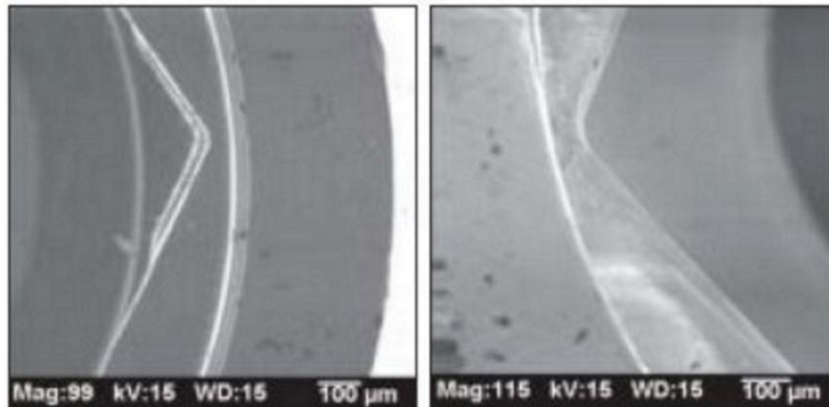


Abbildung 12: SEM-Bilder des Titan-Abutments (ZeroRot, links) und des ZrO_2 -Abutments (ProZir, rechts). Man erkennt die deutlich abgerundeten Ecken des Hexagons des ZrO_2 -Abutments. (Abbildung aus [70]).

Dennoch konnte kein Zusammenhang zwischen der Inkongruenz der Abutment-Implantat-Verbindung und der Rotationsfreiheit des Abutments auf dem Implantat nachgewiesen werden.

Vigolo *et al.* [244] untersuchten die Veränderungen im Bereich der Abutment-Implantat-Verbindung nach Präparation. Hierzu wurden 20 ZrO_2 -Abutments mit Titan-Basis (ZiReal) vermessen. Die Tiefe des Titan-Hexagons des Abutments, die Breiten aller drei gegenüberliegenden Seiten des internen Hexagons, der apikale Durchmesser des Abutments und die Rotationsfreiheit zwischen Implantat und Abutment wurden vor und nach Präparation vermessen. Die Präparation erfolgte mit Diamant-Schleifkörpern für 15 Minuten unter Wasserkühlung. Es zeigte sich, dass die ursprüngliche Passung des Abutments sich nicht signifikant veränderte.

Eine weitere Studie von Vigolo *et al.* [245] beschäftigte sich mit der Inkongruenz und Rotationsfreiheit zwischen Implantat und Abutment, wobei hier unterschiedliche Abutmentmaterialien untersucht wurden (Abbildung 13). Es wurden 20 Titan-Abutments, 20 ZrO_2 -Abutments und 20 Al_2O_3 -Abutments hinsichtlich ihrer Rotationsfreiheit vermessen.

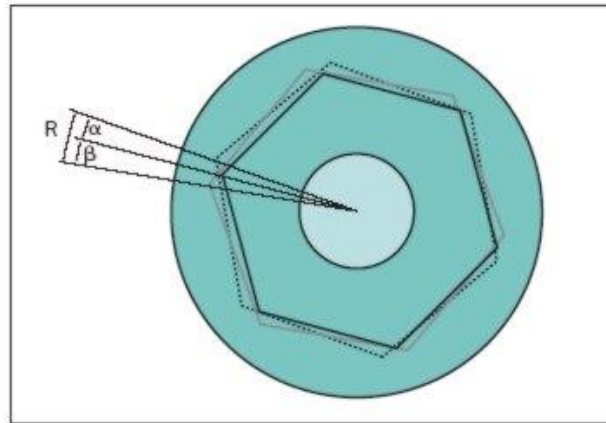


Abbildung 13: Veranschaulichung der Rotationsfreiheit zwischen Abutment- und Implantat-Hexagon. R entspricht der Differenz zwischen einer Rotation im Uhrzeigersinn (α) und gegen den Uhrzeigersinn (β). (Abbildung aus [245]).

Die Gruppe der ZrO_2 -Abutments und die Gruppe der Titan-Abutments zeigten keinen signifikanten Unterschied, ihre mittlere Rotationsfreiheit war jedoch signifikant geringer als die der Al_2O_3 -Abutments. Es zeigte sich, dass alle drei Abutment-Typen weniger als 3° Rotationsfreiheit zwischen Implantat und Abutment aufweisen.

Canullo *et al.* [45] untersuchten das Verhalten von ZrO_2 -Abutments, welche auf einen Titan-Kern zementiert wurden. Es wurden zwei Gruppen gebildet, wobei die erste Gruppe einen Titan-Kern mit geringerem Durchmesser als die Implantatschulter aufwies und somit ein direkter Kontakt zwischen ZrO_2 und Implantatschulter entstand. Bei der zweiten Gruppe entsprach der Durchmesser des Titan-Kerns der der Implantatschulter. Beide Gruppen wurden sowohl einer Zug- als auch einer Biegebeanspruchung solange unterzogen, bis es zu einer Ablösung des ZrO_2 -Abutments vom Titan-Kern kam. Die Belastung beim Biegeversuch erfolgte in einem Winkel von 30° . Eine SEM-Analyse ergab einen horizontalen Spalt zwischen Implantat und ZrO_2 -Abutment (Gruppe 1) beziehungsweise Implantat und Titan-Kern (Gruppe 2) zwischen 9,961 und 12,391 μm . Bei der Messung des vertikalen Spaltes fanden sich Werte zwischen 3,878 und 5,235 μm .

Beim Zugversuch ergab sich eine maximale Kraft von 190 N, beim Biegeversuch eine maximale Kraft von 436 N. Eine nachfolgende Untersuchung zeigte, dass der Zement vollständig am Titan-Kern verblieb und es keine Anzeichen für eine Fraktur des ZrO_2 -Abutments gab. Aufgrund dieser Ergebnisse resumierte man, dass diese Zwei-Komponenten-Abutments vergleichbare physikalische Voraussetzungen und einen ähnlich günstigen Randschluss aufweisen wie ZrO_2 -Abutments ohne Titan-Kern und somit eine Alternative zu diesen darstellen.

Lin *et al.* [127] untersuchten in einer Studie mit der Finite-Element-(FE)-Methode die biomechanischen Wechselbeziehungen in Hybridbrücken. Die Art des Konnektors (starr und beweglich im Sinne eines „keyway stress breakers“), Anzahl der einbezogenen Pfeilerzähne (je distal und mesial ein Pfeiler oder mesial zwei Pfeiler) und Art der Belastung (axial, exzentrisch, nur auf den mesialen Pfeilern, mit verringerter Belastung auf den Brückenzwischengliedern) wurden analysiert. Es zeigte sich, dass eine exzentrisch auftretende Kraft die größten Spannungen in der Suprakonstruktion

auslöst. Eine Verringerung der Belastung auf dem Brückenzwischenglied verringerte die Spannungen deutlich. Die Anzahl der einbezogenen Pfeiler hatte keinen deutlichen Effekt auf die Spannungen im Alveolarknochen, Implantat oder in der Suprakonstruktion. Die Verwendung eines nicht-starren Konnektors erhöhte die Spannungen in der Suprakonstruktion um das 3,4-fache.

3.3.2.2 In-Vivo Studien

Die bereits erwähnte Studie von *Rimondini et al.* [200] untersuchte das Adhäsions- und Kolonisationsverhalten von oralen Bakterien auf Titan-, polierten ZrO₂-Scheiben (Y-TZP) und auf Hochglanz polierten ZrO₂-Scheiben (Y-TZP) sowohl in vitro als auch in vivo. Bei der In-Vivo-Untersuchung wurden die zu untersuchenden Material-Scheiben in eine Kunststoffschiene eingebracht, bei der die Scheiben in Höhe der Molaren zu liegen kamen. Daraufhin folgte eine Tragedauer von 24 Stunden, bei der die Probanden keinerlei Mundhygiene-Maßnahmen unternehmen durften. Hierbei zeigte es sich, dass sowohl die polierten als auch die auf Hochglanz polierten ZrO₂-Scheiben eine deutlich geringere bakterielle Besiedelung aufwiesen als die Titan-Scheiben. Diese zeigten einen deutlich dichteren und strukturierteren Biofilm. Ein Unterschied zwischen der bakteriellen Besiedelung der polierten ZrO₂-Scheiben und der auf Hochglanz polierten ZrO₂-Scheiben konnte nicht festgestellt werden, obwohl es Unterschiede in der Oberflächenbeschaffenheit gab. Daraus schlussfolgernd lässt sich sagen, dass ZrO₂ ein geringeres Potential zur bakteriellen Besiedelung gegenüber Titan sowohl in vitro als auch in vivo aufweist.

| Autor | Abutment | Regio | Supra-konstruktion | Beobachtungs-zeitraum | Überlebens-rate |
|-------------------------------------|---|--|--------------------|-----------------------|-----------------|
| Andersson et al. (1999) [11] | ZrO ₂ (n = 53) | Anterior Posterior | Brücke (n = 19) | 2 Jahre | 98,1 % |
| | Titan (n = 50) | | Brücke (n = 17) | | 100 % |
| Canullo et al. (2007) [44] | ZrO ₂ mit Titan-kern (Ø < Implantatschulter, n = 15) | Frontzahn-Prämolaren- und Molarenbereich | Provisorien | 6 Monate | 100 % |
| | ZrO ₂ mit Titan-kern (Ø > Implantatschulter, n = 15) | | | | 100 % |
| Glauser et al. (2004) [75] | ZrO ₂ (n = 36) | Frontzahn- und Prämolarenbereich | Empress1-Kronen | 4 Jahre | 100 % |
| Strub et al. (2003) [228] | ZrO ₂ (ZiReal; n = 10) | Anterior | Keramikkronen | 6 Monate | 100 % |
| Wohlwend et al. (1996) [254] | ZrO ₂ (n = 18) | Keine Angaben | Keramikkronen | 9 Monate | 100 % |
| Yildirim et al. (2003) [257] | ZrO ₂ (n = 30) | Keine Angaben | Keramikkronen | 28 Monate | 100 % |
| | Al ₂ O ₃ (CerAdapt; n = 51) | | | | 98,1 % |

Tabelle 4: Auflistung von In-Vivo-Studien mit ZrO₂ Abutments

Bei Sichtung der wissenschaftlichen Literatur fanden sich vergleichsweise wenige Berichte klinischer Studien (Tabelle 4).

Sowohl die Studien von *Strub et al.* [228], *Glauser et al.* (2004) [75], *Canullo et al.* [44], *Wohlwend et al.* [254] und *Yildirim et al.* [257] ergaben eine Überlebensrate von 100 % bei der Verwendung von ZrO₂-Abutments.

Es traten jedoch technische Probleme auf, wie z.B. Schraubenlockerungen [75] oder Frakturen der Suprakonstruktionen [11] auf. *Glauser et al.* [75] konnten in ihrer Studie eine Lockerung der Befestigungsschraube bei zwei Restaurationen feststellen, wobei sich eine der Schrauben nach 8 Monaten und die andere Schraube nach 27 Monaten lockerte.

Bei der Erhebung der Plaque- und Gingivaindices zeigten die ZrO₂-Abutments keinen signifikanten Unterschied zu natürlichen Zähnen [75].

Der mittlere Knochenverlust in der Studie von *Glauser et al.* [75] betrug nach einem Jahr 1,1 mm und 1,2 mm bei der Nachuntersuchung nach 4 Jahren. Im Vergleich mit Abutments aus Titanlegierungen zeigten die ZrO₂-Abutments einen günstigeren Einfluss auf den periimplantären Knochen [11]. So konnten *Andersson et al.* [11] einen durchschnittlichen periimplantären Knochenabbau von 0,4 mm bei den Titan- und 0,2 mm bei den ZrO₂-Abutments feststellen.

Canullo et al. [44] untersuchten die klinische Verwendung von ZrO₂-Abutments, welche auf einen Titan-Kern zementiert wurden. Hierbei wurde zwischen zwei Gruppen unterschieden: Die erste Gruppe beinhaltete ZrO₂-Abutments mit einem Titan-Kern, der einen geringeren Durchmesser als die Implantatschulter aufwies und somit einen direkten Kontakt zwischen ZrO₂ und Implantat ermöglichte; bei der zweiten Gruppe entsprach der Durchmesser des Titan-Kerns dem der Implantatschulter. SEM Analysen zeigten eine sehr gute Passung zwischen ZrO₂-Abutment und Titan-Kern. Sowohl zwischen dem Titan-Kern und der Implantatschulter (2. Gruppe) als auch zwischen dem ZrO₂ und der Implantatschulter (1. Gruppe) zeigten sich nur sehr geringfügige Randspalten. Die Messung des horizontalen Spaltes ergaben Werte zwischen 8,963 und 11,65 µm, bei der Messung des vertikalen Spaltes fanden sich Werte zwischen 3,570 und 7,001 µm.

Aufgrund dieser Ergebnisse nahm man an, dass diese Zwei-Komponenten-Abutments ähnliche klinische Voraussetzungen erfüllen wie die üblichen ZrO₂-Abutments ohne Titan-Kern.

Sailer et al. [260] untersuchten das klinische Verhalten von ZrO₂-Abutments im Eckzahn-, Prämolaren- und Molarenbereich. Hierzu wurden insgesamt 40 Implantate mit 20 ZrO₂-Abutments und 20 Abutments aus Titanlegierungen versorgt. Als Suprakonstruktionen kamen Metallkeramikkronen und Vollkeramikkronen zum Einsatz, wobei alle Abutments aus Titanlegierungen und ein ZrO₂-Abutment mit Metallkeramikkronen versorgt und die verbliebenen ZrO₂-Abutments mit Vollkeramikkronen versorgt wurden. Im Verlauf der klinischen Nachuntersuchungen nach 6 und 12 Monaten konnten keine Frakturen der Abutments oder

Lockerungen der Abutmentschrauben festgestellt werden. Die Überlebensrate für beide Abutmenttypen betrug somit 100 %. An nur zwei der von Titanabutments getragenen Metallkeramikronen konnten Abplatzungen der Verblendung festgestellt werden. Bei Betrachtung der periimplantären Verhältnisse zeigten sich keinerlei Komplikationen bei beiden Abutmenttypen, wenngleich signifikante Erhöhungen der Taschentiefe und der Blutung auf Sondierung bei den Implantatversorgungen auftraten. Jedoch konnte eine signifikant geringere Plaqueansammlung im Bereich der Implantatversorgungen beider Abutmenttypen nachgewiesen werden. Hinsichtlich der ästhetischen Aspekte, konnte bei beiden Abutmenttypen eine Farbveränderung und eine Verdickung der Gingiva festgestellt werden.

Zembic et al. [207] führten die Studie von *Sailer et al.* [260] fort und untersuchten die oben genannten Probanden nach 36 Monaten erneut. Die Überlebensrate für beide Abutment-Typen betrug wieder 100 %, es traten keine Frakturen der Abutments oder der Suprakonstruktionen auf. Dezementierungen der Kronen oder Schraubenlockerungen konnten ebenfalls nicht beobachtet werden. Die Ergebnisse bezüglich der periimplantären Verhältnisse waren zufriedenstellend, wenngleich sich eine erhöhte Taschentiefe im Bereich der Implantatversorgungen auch bei dieser Untersuchung nach 36 Monaten zeigte.

Beide Studien führen zur Schlussfolgerung, dass ZrO_2 -Abutments mit vollkeramischen Kronenrestorationen im Seitenzahnbereich ähnliche technische, biologische und ästhetische Erfolge versprechen wie Versorgungen mit Metallkeramikronen auf Titanabutments.

3.3.3 Indikationen und Kontraindikationen von vollkeramischen Abutments

Für Abutments aus Vollkeramik haben *Prestipino und Ingber* [186] sowie *Yildirim et al.* [255] die Indikationen und Kontraindikationen zusammengestellt. Folgende Empfehlungen wurden gemacht:

Dünne Gingiva: Wenn die, das Implantat umgebende Gingiva sehr dünn ist, so kann es zu einem dunklen Durchschimmern bei metallischen Pfosten kommen, was hinsichtlich des Ästhetik schwere Einbußen mit sich bringen kann. Die Verwendung keramischer Abutments kann dieses Problem verhindern.

Das Implantat ist nicht tief genug im Weichgewebe inseriert: Ist nur wenig Weichgewebe um das Implantat vorhanden, so ist die Verwendung eines individualisierten Keramikabutments indiziert. Damit sind das Erreichen einer optimalen, anatomischen Zahnhalskontur, sowie eine ästhetische und natürliche Farbe leichter zu erreichen.

Mechanische Eigenschaften: ZrO_2 weist gegenüber Al_2O_3 bessere mechanische Eigenschaften auf. Es lässt sich eine gute mukogingivale Ästhetik erreichen ohne auf die hohe Belastbarkeit der prothetischen Restauration zu verzichten. Dennoch gibt es Einschränkungen. Al_2O_3 -Abutments sind nur für Einzelzahnversorgungen einschließlich des zweiten Prämolaren, ZrO_2 -Abutments im Frontzahnbereich hingegen sowohl bei Kronen als auch bei Brücken indiziert.

3.4 Implantatversorgungen im Seitenzahnbereich

3.4.1 Einzelzahnversorgung

Beim Verlust einzelner Zähne kommt die implantatgetragene Einzelkrone zunehmend häufiger zur Anwendung. Ein Zahnersatz im Seitenzahnbereich ist indiziert, wenn aufgrund von Zahnverlust oder Nichtanlage von Zähnen funktionelle Störungen des orofazialen Systems zu erwarten oder bereits eingetreten sind. Als Folgen von Zahnverlust sind Extrusionen der Antagonisten oder Kippungen der benachbarten Zähne zu beobachten. Mit abnehmender Zahl an Seitenzähnen sinkt sowohl die objektive (Kaueffektivität) als auch die subjektive empfundene Fähigkeit zu kauen (Kauvermögen). Oft kommt es auch zu ästhetischen Beeinträchtigungen, die insbesondere beim Fehlen der Prämolaren von den Patienten als störend empfunden werden [108, 144].

Für den Einsatz von konventionellem festsitzenden Zahnersatz sind Einschränkungen durch die Anzahl, Wertigkeit und topographische Verteilung der natürlichen Pfeiler gegeben. In Situationen, die konventionellen Brückenersatz nicht mehr zulassen oder risikobehaftet erscheinen, lässt sich die Möglichkeit der prothetischen Versorgung mit festsitzenden Rekonstruktionen durch enossale Implantate erweitern. Gerade Einzelzahnimplantate stellen eine differentialtherapeutische Alternative dar, wenn mit konventionellen Formen des Zahnersatzes eine festsitzende Versorgung zwar möglich wäre, eine implantatgetragene Restauration jedoch zum Strukturerehalt oraler Gewebe, wie zum Beispiel die Schonung der Nachbarzähne oder der Erhalt des Alveolarfortsatzes beiträgt [109]. Ein ausreichendes Knochenangebot vorausgesetzt, bietet sich dieses Konzept gerade bei kariesfreien Nachbarzähnen oder solchen mit nur kleinen Füllungen an [26].

Viele Studien bestätigen den Erfolg von implantatgetragenen Einzelzahnversorgungen, sowohl im Prämolaren- als auch im Molarenbereich [222] (Tabelle 5). Es konnte kein eindeutiger Einfluss der Lage (Ober-, Unterkiefer) der Implantate auf den klinischen Erfolg festgestellt werden.

Die klinischen und radiologischen Untersuchungen der periimplantären Weich- und Hartgewebe weisen auf durchaus günstige Verhältnisse im Bereich der Einzelzahnimplantate hin [202].

Das Auftreten von technischen Problemen wie Verlust der Suprastruktur oder Schraubenlockerungen und –frakturen traten deutlich häufiger auf als der Verlust eines der Implantate.

Der Verlust von Implantaten trat zudem meist noch vor der chirurgischen Freilegung auf [218]. *Romanos et al.* [202] berichteten vom Verlust von zwei Implantaten, wobei eines der beiden unter Belastung frakturierte, was als Resultat eines Bruxismus angesehen werden kann. Das zweite Implantat wies eine Fraktur der Abutmentschraube auf, die sehr tief im enossalen Teil des Implantates brach und somit nicht mehr entfernt werden konnte.

Simon et al. [222] berichteten in einer Studie mit 126 Implantaten von einer Lockerung der Befestigungsschrauben in 7,4 % der untersuchten Fälle. Bei 22 % der Implantate kam es zu einer Dezentrierung der Suprakonstruktion. Misserfolge im Bereich der Suprakonstruktion traten auch bei weiteren Studien auf [212] [10] [51] [36] [76].

| Autor | Implantat | Beobachtungszeitraum | Überlebens-rate Implantat | Technische Probleme |
|--|-----------|------------------------|---------------------------|--|
| Andersson et al. (1998) [10] | n=65 | 5 Jahre | 98,5 % | Kronenverlust 6,3 % |
| Becker et al. (1995) [25] | n=24 | 1 Jahr | 95,7 % | Keine Angaben |
| Brägger et al. (2005) [36] | n=69 | 10 Jahre | 92,9 % | Kronenverlust 2,9 % |
| Creugers et al. (2000) [51] | n=459 | 4 Jahre | 97 % | Kronenverlust 17 % |
| Gotfredsen (2004) [76] | n=20 | 5 Jahre | 100 % | Kronenverlust 5 % |
| Haas et al. (2002) [83] | n=76 | 6 Jahre | 93 % | Keine Angaben |
| Henry et al. (1996) [88] | n=107 | 5 Jahre | 96,6 % | 3 Implantatverluste |
| Romanos et al. (2000) [202] | n=58 | 10 – 60 Monate | 96,55 % | Fraktur eines Abutments Schraubenfraktur |
| Romeo et al. (2004) [204] | n=106 | 7 Jahre | 95,6 % | Keine Angaben |
| Scheller et al. (1996) [211] | n=50 | 6 Jahre | 94 % | Schraubenlockerung 16,3 % |
| Scheller et al. (1998) [212] | n=99 | 5 Jahre | 95,5 % | Kronenverlust 8,9 % |
| Schwartz-Arad et al. (1999) [218] | n=78 | 1 Jahr | 93,6 % | Keine Angaben |
| | | 5 Jahre | 92,3 % | |
| Simon et al. (2003) [222] | n=126 | 4 Monate - 11 Jahre | 96 % | Schraubenlockerung 7,4 % Dezentrierung 22 % |

Tabelle 5: Auflistung von Studien mit implantatgetragenen Einzelzahnversorgungen.

Scheller et al. [211] untersuchten in einer Studie 50 Implantate (Brånemark), von denen 43 mit Einzelkronen versorgt wurden, über einen Zeitraum von 5 Jahren. Bei den 43 Kronen lockerte sich in 7 Fällen die Gold-Schraube. Die kumulative Überlebensrate der manuell fixierten Schrauben betrug 42% für 4,3 Jahre, die der mittels drehmomentbegrenztem Schlüssel angezogenen Schrauben lag über 2,7 Jahre bei 100 %.

Einen systematischen Überblick über die 5-Jahres-Überlebensrate von Einzelzahnimplantaten und die aufgetretenen Komplikationen geben *Jung et al.* [98] (Abbildung 14).

Diese schlossen 26 Studien in ihre Analyse ein, die in den vergangenen 10 Jahren publiziert wurden. Die Gesamtzahl der, in den Studien untersuchten Implantate belief sich auf 1558. Die Überlebensrate betrug 96,8 % für die Einzelzahnimplantate nach einem Zeitraum von 5 Jahren. Die Überlebensrate der, als Suprastruktur verwendeten Kronen betrug 94 %. Es zeigte sich jedoch, dass Metall-Kronen mit 95,4 % eine statistisch signifikant höhere Überlebensrate aufweisen als Vollkeramikronen (91,2 %).

Table 6. Technical complications

| Study | Year of publication | Total no. of implants | Estimated rate of implant fracture (per 100 implant years) | Total no. of crowns | Estimated rate of abutment or screw fracture (per 100 crown years) | Estimated rate of loose abutments or screws (per 100 crown years) |
|---|---------------------|-----------------------|--|---------------------|--|---|
| Wagenberg & Froum | 2006 | 409 | 0 | 383 | NR | NR |
| Bornstein et al. | 2005 | 39 | 0 | 39 | NR | NR |
| Elkhoury et al. | 2005 | 39 | 0 | 39 | NR | NR |
| De Boever & De Boever | 2005 | 10 | 0 | 10 | NR | NR |
| Wenström et al. | 2005 | 45 | 0 | 44 | 0 | 1.44 |
| Jemt & Lekholm | 2005 | 10 | 0 | 10 | NR | NR |
| Brägger et al. | 2005 | 69 | NR | 69 | 0 | 0.48 |
| Taylor et al. | 2004 | 39 | 0 | 38 | NR | NR |
| Bernard et al. | 2004 | 32 | 0 | 32 | NR | NR |
| Romeo et al. | 2004 | 123 | 0 | 121 | 0 | 0 |
| Bianchi & Sanfilippo | 2004 | 94 | 0 | 94 | NR | NR |
| Gotfredsen | 2004 | 20 | 0 | 20 | NR | 2.04 |
| Andersen et al. | 2002 | 8 | 0 | 8 | 0 | 7.5 |
| Haas et al. | 2002 | 76 | 0.26 | 77 | NR | 3.14 |
| Gibbard & Zarb | 2002 | 49 | 0 | 48 | NR | 1.39 |
| Palmer et al. | 2000 | 15 | 0 | 15 | 0 | 0 |
| Vigolo & Givani | 2000 | 52 | 0 | 52 | 0 | 0.41 |
| Thilander et al. | 1999 | 15 | 0 | 15 | NR | NR |
| Polizzi et al. | 1999 | 30 | 0.63 | 30 | 0.65 | 0 |
| Andersson et al. | 1998a | 38 | 0 | 38 | NR | NR |
| Andersson et al. | 1998b | 65 | 0 | 65 | 0 | 0.34 |
| Scheller et al. | 1998 | 99 | NR | 97 | NR | 0.97 |
| Henry et al. | 1996 | 107 | 0 | 106 | 0.21 | 18.03 |
| Buser et al. | 1996 | 5 | 0 | 5 | NR | NR |
| Summary estimate event rates (95% CI) | | | 0.03* (0.006–0.13) | | 0.07* (0.018–0.28) | 2.72 [†] (1.17–6.3) |
| Cumulative 5 year complication rates (95% CI) | | | 0.14%* (0.03–0.64%) | | 0.35%* (0.09–1.4%) | 12.7% [†] (5.7–27%) |

*Based on standard Poisson regression.
[†]Based on random-effects Poisson regression.
CI, confidence interval; NR, not reported.

Abbildung 14: Übersicht der aufgetretenen Komplikationen bei den Versorgungen mit implantatgetragenen Einzelzahnrestaurationen. (Abbildung aus [98]).

3.4.2. Rein implantatgetragene Brückenversorgung

Rangert et al. [189] wies auf die potentiellen Risiken von implantatgetragenen Brückenversorgungen im Seitenzahnbereich durch die lineare Anordnung von Implantaten, Extensionsgliedern und exzentrisch angeordneten Suprastrukturen hin, welche zu Biegemomenten im Implantat führten. Das Fehlen parodontaler Rezeptoren und die dadurch eingeschränkte sensorische Wahrnehmung bei rein implantatgetragenen Konstruktionen werden als problematisch betrachtet. Durch eingeschränkte reflektorische Steuermechanismen zum Schutz vor zu hohen okklusalen Kräften kann es zur Überbelastung der Implantate kommen [163]. Die Einstellung einer Infraokklusion bei rein implantatgetragenen Brücken mit vorhandener natürlicher Stützzone der ipsilateralen Seite wurde von Richter et al. [199] empfohlen, um eine Harmonisierung der Vertikalbewegung zu ermöglichen.

Die Tabelle 6 gibt einen Überblick über klinische Untersuchungen zu rein implantatgetragenen Brücken.

| Autor | Implantat | Supra- konstruktion | Beobachtungs- zeitraum | Überlebens- rate Implantat | Technische Probleme |
|---------------------------------------|--|---|---------------------------|----------------------------------|---|
| Bahat et al. (2000) [22] | n = 660 | Metall- keramische Brücken | 5 Jahre | 94,4 % | Keine Angaben |
| | | | 10 Jahre | 93,4 % | |
| Jemt und Petterson (1993) [97] | n = 259 | Kunststoff- verblendete Brücken | 5 Jahre | 97,2 % | Frakturierte Verblendungen, Schrauben- lockerungen |
| Lekholm et al. (1999) [125] | n = 461 | 163 Brücken | 10 Jahre | 92,6 % | Verlust Supra- konstruktion 13,5 % |
| Parein et al. (1997) [178] | n = 152 | 56 Einzel- kronen und 168 Brücken | 6 Jahre | 89 % | Verlust Supra- konstruktion 18,1 % |
| Schnitman et al. (1997) [215] | Sofortbelastete Implantate n = 28 | Brücken und Extensions- brücken | 10 Jahre | 84,7 % | Keine Angaben |
| | Verzögert belastete Implantate n = 35 | | | 100 % | |
| Zarb und Schmitt (1993) [258] | n = 105 | Kunststoff- verblendete Brücken | 5,2 Jahre | 94,3 % | Keine Angaben |

Tabelle 6: Auflistung von Studien mit rein implantatgetragenen Brückenversorgungen.

Bahat et al. [22] untersuchten 660 Implantate (Brånemark), die mit metallkeramischen Brücken versorgt worden waren. Von diesen Implantaten gingen 13 Implantate in der Einheilphase, 12 nach Belastung innerhalb des ersten Jahres und 10 Implantate zu einem späteren Zeitpunkt verloren.

Auch *Lekholm et al.* [125] berichteten von Misserfolgen bei 34 Implantaten, *Zarb und Schmitt* [258] differenzierten zwischen Oberkiefer und Unterkiefer. Es kam zum Verlust eines Implantates im Oberkiefer, was zu einer Überlebensrate von 97,5 % führte. Die Überlebensrate im Unterkiefer betrug, aufgrund des Verlustes von 5 Implantaten 92,2 %.

Laut *Parein et al.* [178] konnte bei der Untersuchung von 152 Implantaten (Brånemark) im Unterkiefer, im Bereich der Prämolaren eine signifikant geringere Verlustrate als im Molarenbereich nachgewiesen werden.

Eine mangelnde Osseointegration wurde von *Jemt und Petterson* [97] als Ursache für den Verlust von 7 Implantaten genannt.

Schnitman et al. [215] untersuchten 63 sofort- und verzögert belastete Implantate (Brånemark), die mit Brücken beziehungsweise Extensionsbrücken definitiv versorgt wurden. Es zeigte sich eine deutliche günstigere Prognose bei den verzögert belasteten Implantaten. Bei den sofort belasteten Implantaten gingen 4 verloren; daraus resultierte eine Überlebensrate von 84,7 % nach 10 Jahren. Die Überlebensrate der verzögert belasteten Implantate lag nach 10 Jahren bei 100 %.

Technische Probleme traten in Form von Schraubenlockerungen, Abplatzungen der Verblendung und Verlust der Suprakonstruktion auf [97]. *Lekholm et al. (1999)* [125] untersuchten 163 rein implantatgetragene Brücken: Neun Brücken gingen verloren, zwölf mussten aus klinischen und technischen Gründen neu angefertigt werden.

3.4.2.1. Einfluss von Spannweite, Befestigungsart und Alterung der Brücken

Karl et al. [102] untersuchten in einer In-Vitro-Studie den Einfluss von Spannweite und Befestigungsart einer Restauration auf die Spannungsentwicklung in rein implantatgetragenen Restaurationen. Untersucht wurden verschraubte und zementierte Brücken, jeweils in Form einer 3- und einer 5-gliedrigen Brücke. Beim Vergleich der zementierten mit den verschraubten Brücken innerhalb einer Spannweitengruppe zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Auch die Vergleiche zwischen Brücken mit gleichem Befestigungsmechanismus aber unterschiedlicher Spannweite zeigten keine signifikanten Unterschiede. Es zeigte sich jedoch, dass alle Brückentypen einen gewissen Grad an Passungenauigkeit aufwiesen, welcher in messbaren Dehnungen resultierte. Dies ließ darauf schließen, dass es scheinbar unmöglich ist, implantatgetragene Restaurationen konventionell herzustellen, die eine 100 %-ige Passgenauigkeit aufweisen. Es stellt sich jedoch die Frage, ob absolute Spannungsfreiheit überhaupt eine Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Implantatprothetik darstellt.

Att et al. [20] untersuchten in ihrer In-Vitro-Studie die Bruchlast von dreigliedrigen ZrO₂-Brücken im Seitenzahnbereich vor und nach thermischer und mechanischer Wechsellast. Die Belastung erfolgte in 1,2 Millionen Zyklen, mit einer Kraft von 49 N. Bei den verwendeten ZrO₂-Systemen handelte es sich um DC-Zirkon (Y-TZP), Procera und Cerec inLab. Die höchste Bruchlast zeigte die nicht-gealterte DC-Zirkon-Gruppe mit 2131 N und die geringste Bruchlast zeigte die gealterte Procera-Gruppe mit 1275 N. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen vor der Alterung. Nach der Alterung zeigte die Procera-Gruppe signifikant geringere Werte als die DC-Zirkon-Gruppe.

Lindh et al. [131] berichteten in einer Meta-Analyse über die Langzeitergebnisse von implantatgetragenen Brücken und Einzelkronen. Neun Studien über Einzelzahnimplantate und zehn über implantatgetragene Brücken zwischen den Jahren 1986 und 1996 erfüllten die Kriterien. Die Daten von insgesamt 2686 Implantaten, 570 Kronen und 2116 Brücken wurden analysiert. Die berechnete Erfolgsrate für Brücken betrug nach einem Jahr mindestens 85,7 % und 97,2 % für Einzelkronen. Bei gemeinsamer Betrachtung der einzelnen Untersuchungen betrug die Überlebensrate nach 6 bis 7 Jahren 96,5 % für Einzelkronen und 93,6 % für Brücken.

3.4.3 Hybridbrückenversorgung

Unter einer Hybridbrücke versteht man, wenn sich beispielsweise aus anatomischen Gründen nur ein Implantat inserieren lässt, und dieses mit einem endständigen Zahn über eine kombiniert gelagerte Suprakonstruktion verbunden wird. Eine Verblockung von Implantaten mit natürlichen Zähnen scheint bezüglich der Biomechanik risikobehaftet, was zu der Empfehlung führte, solche Konstruktionen zu vermeiden [122]. *Ney und Mühlbradt* [166] zeigten in einer Studie zum Intrusionsverhalten von Hybridbrücken, dass bei einer intrudierenden Kraft von 10 N eine axiale Nachgiebigkeit von 1 - 6 μm im Bereich der Implantate und 22 – 29 μm im Bereich der Zähne vorhanden war. Aufgrund dieser unterschiedlichen Beweglichkeit erwartete man, dass unter Funktion in erster Linie der beteiligte Implantatpfeiler belastet würde, was einen periimplantären Abbau des marginalen Knochens bis hin zum Verlust der Osseointegration zur Folge haben könnte. Gleichzeitig könnte die Entlastung des natürlichen Zahnhalteapparates zu einer Inaktivitätsatrophie der umliegenden Strukturen führen [60]. Diese Befürchtungen wurden jedoch in bisherigen In-Vivo-Studien mit kurzspannigen Hybridbrücken nicht bestätigt [80].

Als Erklärung für den Erfolg von kombiniert gelagerten Brücken wurden In-Vitro- und In-Vivo-Messungen von, auf Implantate einwirkende Kräfte und Biegemomente angegeben. Diese zeigten, dass physiologische Belastungen bei dreigliedrigen Hybridbrücken gleichmäßiger auf Zahn und Implantat verteilt werden als theoretisch angenommen wurde [190, 191]. Die Lastverteilung zwischen den abstützenden Pfeilern wird mehr durch die Geometrie des Zahnersatzes und die Lage des Implantates beeinflusst als durch den Unterschied der Stützcharakteristika eines Zahnes beziehungsweise Implantates [82]. Nach *Rangert* [189] ist der Zustand eines Implantates, das starr mit einem natürlichen Zahn verbunden ist, bezüglich der Lastverteilung grundsätzlich mit einem freistehenden, durch zwei Implantate gestützten Brückenersatz vergleichbar. Erst bei Restaurationen ab zwei Implantaten könne eine Verbindung mit natürlichen Zähnen als Hebelarm auf diese Einheit auswirken. *Richter* [197] ging aufgrund von Ergebnissen experimenteller und klinischer Untersuchungen davon aus, dass die kauphysiologische Belastung eine im Normalfall nur kurz einwirkende Beanspruchung darstellt. Dadurch fällt die Differenz der Resilienz zwischen Zahn- und Implantatverankerung eher gering aus. Die von ihm gemessene Biegebelastung eines Implantates in mesio-distaler Richtung durch Verspannungen der Brückenkonstruktion aufgrund unterschiedlicher

Pfeilerresilienz ist wesentlich kleiner als die in Funktion auftretende Belastung durch oro-vestibulär (transversal) auftretende Kräfte [198].

| Autor | Implantat | Supra-konstruktion | Beobachtungs-zeitraum | Überlebens-rate Implantat | Technische Probleme |
|-------------------------------------|-----------|---|-----------------------|---------------------------|---|
| Gunne et al. (1999) [81] | n = 69 | Rein implantat-getragene Brücken und Hybridbrücken (n _{ges} =46) | 10 Jahre | 88 % | Verlust der rein implantat-getragenen Brücken 20 %, Verlust der Hybridbrücken 15 %. |
| Nickenig et al. (2006) [167] | n = 142 | Hybridbrücken | 5 Jahre | 100 % | Verlust von 2 Hybridbrücken |
| Olsson et al. (1995) [173] | n = 69 | Rein implantat-getragene Brücken und Hybridbrücken (n _{ges} =46) | 5 Jahre | 88 % | Verlust der rein implantat-getragenen Brücken 17 %, Verlust der Hybridbrücken 9 %. |
| Steflik et al. (1995) [224] | n = 23 | Hybridbrücken | 10 Jahre | 81 % | Keine Angaben |

Tabelle 7: Auflistung von Studien mit Hybridbrückenversorgungen.

Die Tabelle 7 gibt einen Überblick über klinische Studien zu Hybridbrücken. Sowohl die Studie von *Olsson et al.* [173] als auch die weitergeführte Studie - erstmalig vorgestellt von *Astrand et al.* [19] und weiterführend von *Olsson et al.* [173] - von *Gunne et al.* [81] zeigten günstigere Überlebensraten für Hybridbrücken als für rein implantatgetragene Brücken. Dennoch konnte kein signifikanter Einfluss der Brückenversorgung auf den Verlust der Implantate festgestellt werden.

Nickenig et al. [167] untersuchten insgesamt 84 Hybridbrücken, von denen die Mehrheit dreigliedrige Brücken und ein Drittel sogar fünf- oder mehrgliedrige Versorgungen waren. Wenngleich keines der 142 Implantate verloren ging, mussten insgesamt 132 Pfeilerzähne aufgrund von parodontalen Problemen entfernt werden.

3.4.3.1 ZrO₂-Abutments mit vollkeramischen Hybridbrückenversorgungen

Kolbeck et al. [113] untersuchten in einer In-Vitro-Studie dreigliedrige Hybridbrücken aus ZrO₂. Die verwendeten Xive-Implantate wurden in einer der Gruppen mit Titan-Abutments, in der anderen Gruppe mit ZrO₂-Abutments versorgt. Nach der Zementierung mit RelyX-Unicem wurden die Proben in einem Kausimulator für 1,2 Millionen Zyklen auf dem Brückenzwischenglied belastet. Die Bruchlast für die Titan-Abutment-Gruppe betrug 991 N und für die ZrO₂-Abutment-Gruppe 1190 N. Bezüglich der geringeren Bruchlast der Hybridbrücken mit Titan-Abutments wurde vermutet, dass eine Art Kräfteausgleich zwischen der ZrO₂-Brückenkonstruktion und dem ZrO₂-Abutment entsteht und einen positiven Einfluss auf die gesamte Suprakonstruktion ausübt.

4. Material und Methodik

4.1 Das Versuchsdesign im Überblick

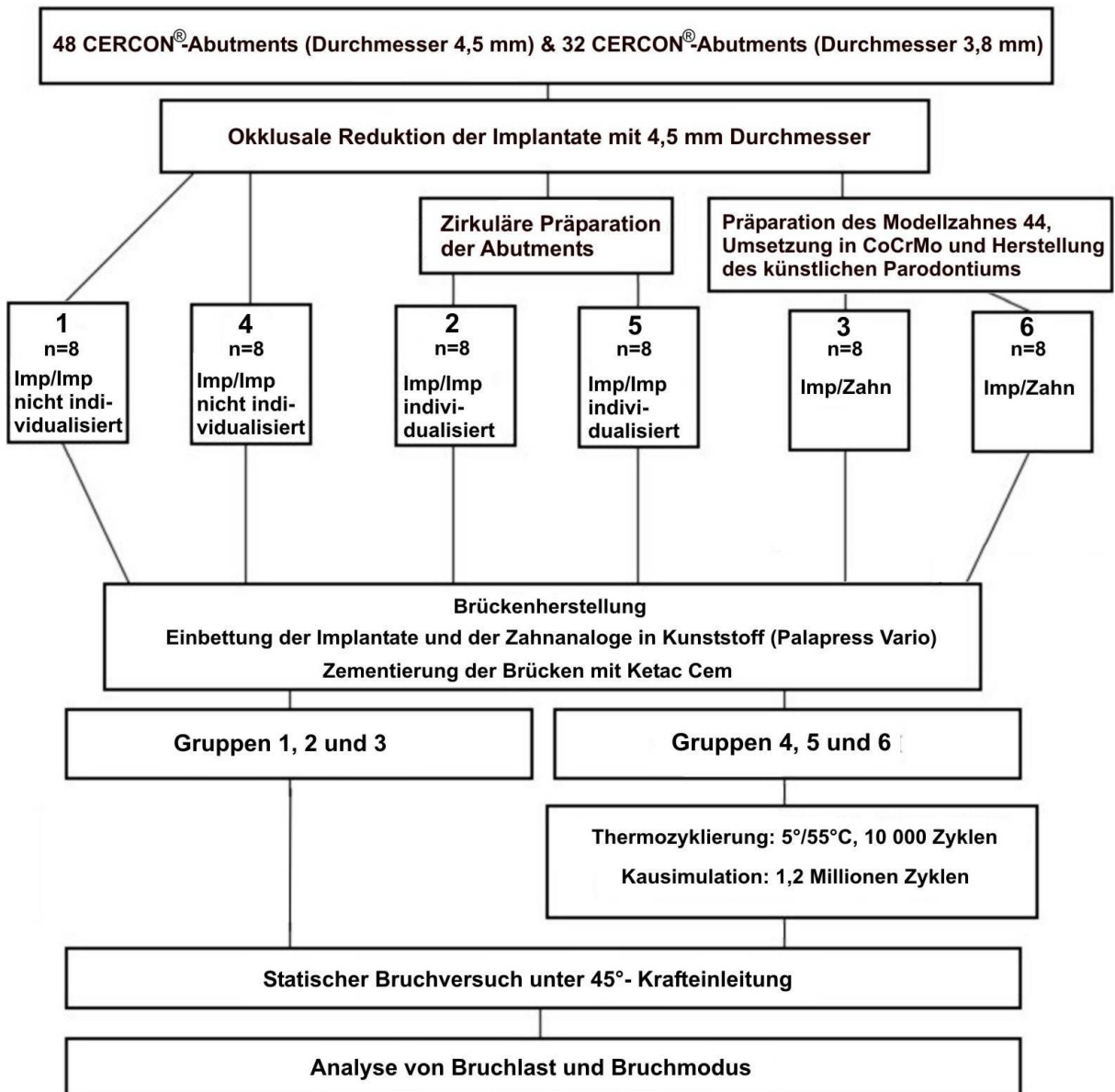


Abbildung 15: Flussdiagramm des Versuchsdesigns

4.2 Einteilung der Prüfgruppen

Entsprechend der zu untersuchenden Parameter wurden sechs Gruppen zu je acht Prüfkörpern gebildet. Die Gruppen 1, 2, 4 und 5 entsprechen einer rein implantatgetragenen Brückenrestauration, die Gruppen 3 und 6 hingegen einer Hybridsituation mit simulierter Pfeilermobilität.

Die, zur Herstellung aller 6 Gruppen verwendeten XiVE®-S-plus Implantate wurden mit den entsprechenden Abutments des CERCON® Systems versorgt. Hierbei wurden die in allen sechs Gruppen verwendeten CERCON®-Abutments mit einem Durchmesser von 4,5 mm okklusal auf eine Höhe von 7,5 mm, gemessen ab der Implantatschulter, gekürzt. In den Gruppen 2 und 5 wurden

sowohl die CERCON[®]-Abutments mit einem Durchmesser von 4,5 mm als auch jene mit einem Durchmesser von 3,8 mm zirkulär beschliffen, was im Untersuchungsprotokoll als Individualisierung gewertet wurde.

Alle 6 Gruppen wurden mit Brücken des CERCON[®]-Systems versorgt und mit dem Glasionomerzement Ketac-Cem Maxicap konventionell zementiert. Die Gruppen 4, 5 und 6 wurden zusätzlich einer thermischen und einer mechanischen Wechsellast unterzogen (Tabelle 8).

| Gruppen | 1 & 4 | 2 & 5 | 3 & 6 |
|---|--|---|---|
| Bezeichnung | Implantat-Implantat nicht individualisiert | Implantat-Implantat individualisiert | Implantat-Zahn (CoCrMo) |
| Name Implantat | XiVE [®] -S-plus | XiVE [®] -S-plus | XiVE [®] -S-plus |
| Name Abutment | CERCON [®] -Abutment | CERCON [®] -Abutment | CERCON [®] -Abutment |
| Material | ZrO ₂ (Y-TZP) | ZrO ₂ (Y-TZP) | ZrO ₂ (Y-TZP) |
| Durchmesser Implantat und Abutment | 3,8 mm / 4,5 mm | 3,8 mm / 4,5 mm | 4,5 mm |
| Hersteller | Fa. DeguDent, Hanau-Wolfgang, Deutschland | Fa. DeguDent, Hanau-Wolfgang, Deutschland | Fa. DeguDent, Hanau-Wolfgang, Deutschland |
| Okklusale Reduktion am 4,5er Implantat | Ja | Ja | Ja |
| Zirkuläres Beschleifen | Nein | Ja | Nein |
| Gruppen 4-6 | Thermische Wechsellast | | |
| Gruppen 4-6 | Mechanische Wechsellast | | |
| Material Brücken | CERCON [®] | | |
| Zementierung Brücken | Ketac Cem | | |

Tabelle 8: Einteilung der Prüfgruppen

4.3 Herstellung der Probekörper

4.3.1 Präparation des Zahnes 44

Zur Herstellung der Gruppen mit Hybridbrücken wurde ein Modellzahn 44 aus Duroplast mit Hilfe des Parallelfräsgerätes F3 präpariert.

Hierbei wurde eine der Schmelz-Zementgrenze zirkulär folgende Hohlkehlpräparation mittels einer 2° konischen Finierdiamanten mit zentralem Führungsstift durchgeführt. Es folgte das Präparieren und Finieren der Okklusalfächen sowie das Anlegen einer bukkalen und lingualen Gegenschrägung mit anschließender Abrundung der dabei entstandenen Kanten. Bei der Präparation wurde auf eine anatoforme Gestaltung des Zahnes geachtet.

4.3.2 Herstellung der Urmodelle

Als Grundlage für die Herstellung der insgesamt 48 Probekörper wurden zwei Urmodelle hergestellt, wobei ein Urmodell die Hybridsituation der Gruppen 3 und 6 widerspiegelt und das zweite Urmodell die Ausgangssituation für die rein implantatgetragene Brückenversorgung der Gruppen 1, 2, 4 und 5 darstellt.



Abbildung 16: Dentalmodell zur Herstellung des Urmodells der Gruppen 3 und 6.

Für die Herstellung des Urmodelles für die Gruppen 3 und 6 wurde ein Dentalmodell mit eingeschraubten Modellzahn 44 verwendet. Das Implantat (Durchmesser 4,5 mm) wurde in regio 46 mit rosa Modellierwachs fixiert (Abbildung 16). Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Positionierung des Implantates dem Verlauf des Zahnbogens entsprechend und die Positionierung der Implantatschulter 2 mm apikal der Gingivapapille erfolgte. Die leer verbliebene Modellalveole in regio 45 wurde mit rosa Modellierwachs aufgefüllt.

Für die anschließende Abformung wurde ein individueller Abformlöffel aus lichthärtendem Kunststoff mit Aussparungen für den, auf dem Implantat regio 46 angebrachten Abformpfosten hergestellt. Die Abformung erfolgte einzeitig-zweiphasig mit Permadyne dünner Konsistenz und Impregum Penta. Hierzu wurden das Implantat/Abformpfosten und der Modellzahn 44 mit dünnfließendem Permadyne

umspritzt und dieses anschließend mit Druckluft verblasen. Der mit Impregum gefüllte Abformlöffel wurde dann mit leichtem Druck darüber positioniert. Nach fünfminütiger Abbindezeit wurde die Abformung entfernt, und nach zweistündiger Rückstellzeit mit Superhartgips ausgegossen.

Nach Entformung des Gipsmodells wurden die Präparationsgrenze des Zahnes 44 vorsichtig freigelegt und Unebenheiten des Sockels plan geschliffen.

Zur Herstellung des Urmodelles für die Gruppen 1, 2, 4 und 5 wurde statt des Modellzahnes in regio 44 ein Implantat (Durchmesser 3,8 mm) mit Klebewachs fixiert. Die Positionierung des Implantates erfolgte nach den oben genannten Richtlinien, wobei zusätzlich darauf geachtet wurde, den Abstand zwischen den Implantaten entsprechend dem Abstand zwischen dem Implantat und dem Zahn 44 des ersten Urmodells zu gewährleisten. Hierzu wurde die Modellalveole regio 44 in mesio-distaler, sowie in vestibulo-oraler Richtung ausgemessen und das Implantat (Durchmesser 3,8 mm) zentral in der Modellalveole platziert.

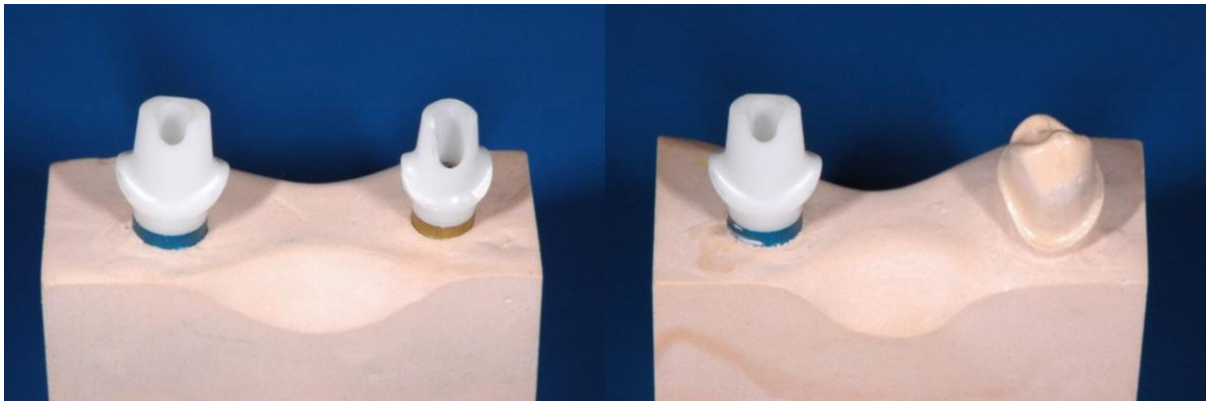


Abbildung 17: Urmodell der Gruppen 1, 2, 4 und 5 (links) und Urmodell der Gruppen 3 und 6 (rechts) mit eingeschraubten Abutments

Die Abformung erfolgte mit aufgeschraubten Abformpfosten und individuellem Abformlöffel. Das Procedere der Abformung mit Impregum und Permadyne, sowie das Ausgießen der Abformung mit Gips erfolgten analog zum Vorgehen beim Urmodell für die Gruppen 3 und 6.

Beide Urmodell-Typen wurden anschließend getrimmt, so dass sich für beide Modelle eine Kantenlänge von 3 cm x 1,3 cm x 1,8 cm ergab (Abbildung 17).

4.3.3 Beschleifen der Abutments

Das Beschleifen der Abutments erfolgte mit Hilfe des Parallelfräsgerätes C.K. Telemaster Mill unter ständiger Wasserkühlung.

Zunächst wurde ein Frässockel mit Hilfe eines Metallsockels hergestellt. Hierzu wurde der Metallsockel, der lediglich der Formgebung diente, mit einer Dubliermanschette versehen und diese mit Superhartgips ausgegossen. Ein mit einem Abformpfosten verschraubtes Laborimplantat wurde in das Parallelfräsgerät eingespannt und dann in den noch flüssigen Gips abgesenkt. Nach zweistündiger Aushärtezeit wurde die Halterung gelöst und der Abformpfosten entfernt. Abschließend wurde das

Laborimplantat noch zusätzlich mit einem selbsthärtenden Kunststoff im Bereich der Implantatschulter fixiert.

Als Referenzpfosten wurde ein, auf dem Implantat des Frässockels eingeschraubter Abformpfosten verwendet (Abbildung 18), welcher auf 7,5 mm Höhe, gemessen ab Implantatschulter, gekürzt wurde. Diese Höhe entspricht der Distanz zwischen bukkaler Präparationsgrenze und Inzisalspitze des Modellzahnes 44 und der Höhe, auf die alle Implantate mit dem Durchmesser von 4,5 mm gekürzt wurden. Eine weitere Markierung wurde seitlich am Abformpfosten 1,5 mm oberhalb der Implantatschulter vorgenommen, die der Justierung der Bohrer für die Verlagerung der Präparationsgrenze nach apikal bei den Gruppen 2 und 5 diente (Abbildung 19).

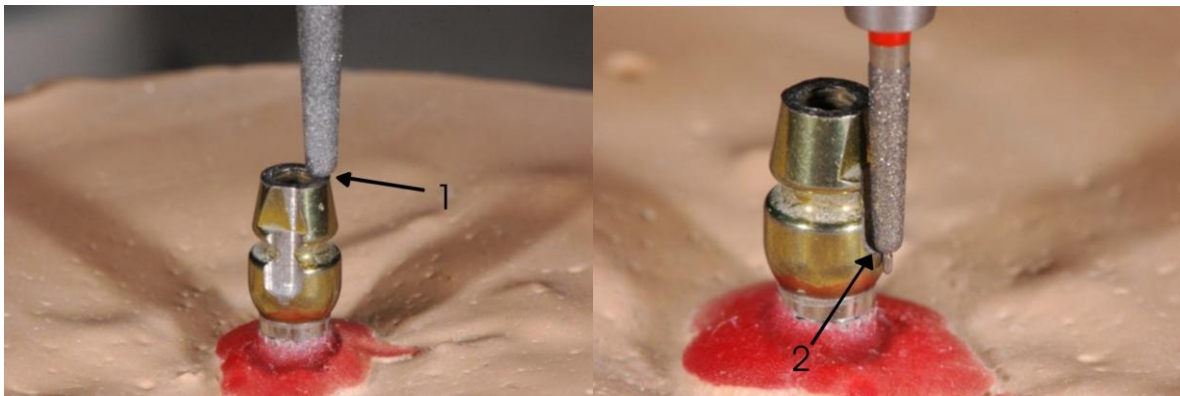


Abbildung 18: Referenzpfosten mit einer Höhe von 7,5 mm ab Implantatschulter (Pfeil 1) und einer seitlichen Markierung 1,5 mm oberhalb der Implantatschulter (Pfeil 2).

Alle Implantate mit dem Durchmesser von 4,5 mm wurden mit einem ZR-Schleifer für Laborturbinen auf oben genannte 7,5 mm Höhe, gemessen ab Implantatschulter, gekürzt (Abbildung 20). Die Verlagerung der Präparationsgrenze auf eine Höhe von 1,5 mm koronal der Implantatschulter bei den Gruppen 2 und 5 erfolgte mittels 2° konischen Finierdiamanten mit zentralem Führungsstift. Um eine konstante Schleifleistung der verwendeten Diamanten zu gewährleisten, wurden diese nach jedem Abutment ausgetauscht und durch neue Diamanten ersetzt. Der oben genannte Referenzpfosten kam hierbei als Justierhilfe nach dem Bohrerwechsel zur Anwendung.

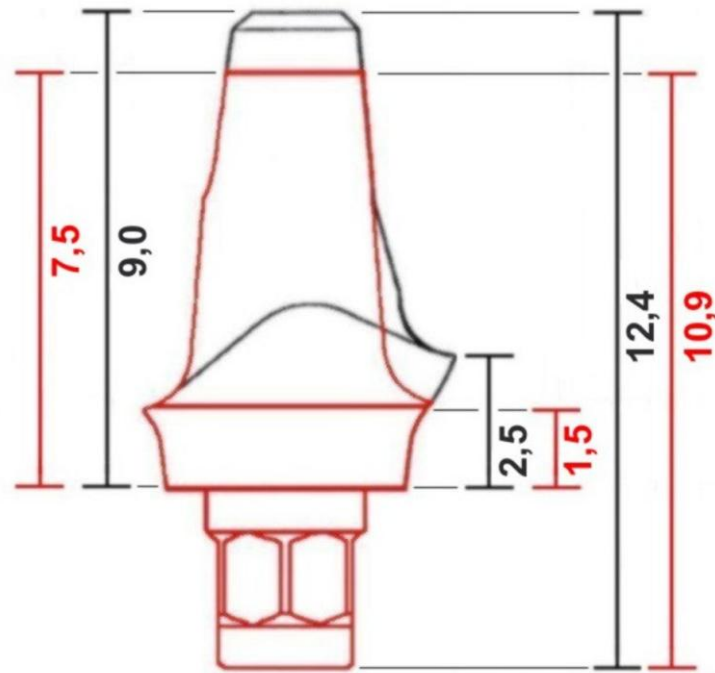


Abbildung 19: : Dimensionen der Aufbauten vor (schwarz) und nach (rot) Individualisierung.

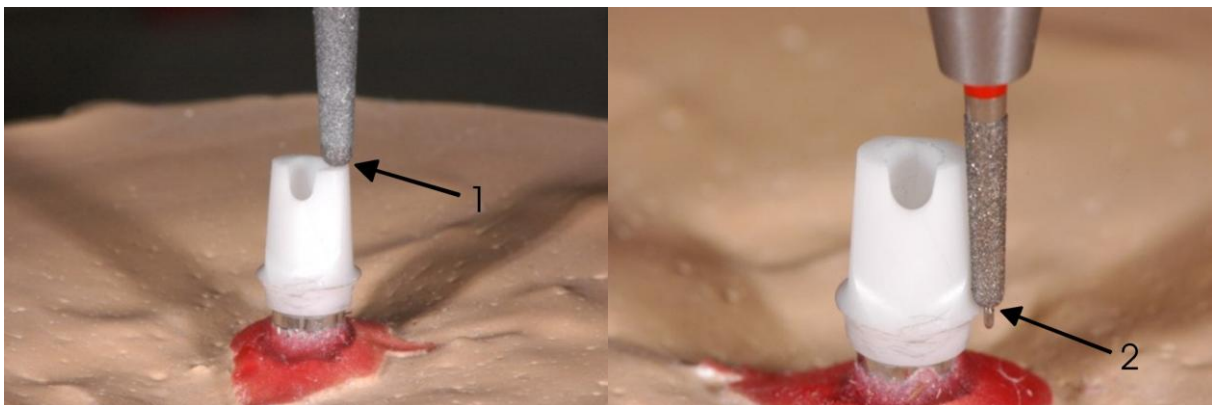


Abbildung 20: Präparation der Abutments der Gruppen 2 und 5. Zirkuläre Präparation der Abutments mit Anlage einer Hohlkehle 1,5 mm oberhalb der Implantatschulter (Pfeil 1) und okklusale Reduktion der Abutments auf eine Gesamthöhe von 7,5 mm oberhalb der Implantatschulter (Pfeil 2).

4.3.4 Umsetzen des Zahnes in CoCrMo

Zur Herstellung der Hybridsituation der Gruppen 3 und 6 wurden insgesamt 16 Zähne aus CoCrMo hergestellt. Hierzu wurde am oben genannten präparierten Modellzahn 44 apikal mit Modellierwachs eine anatomische Wurzelform modelliert. Die Gesamtlänge des Zahnes betrug 23 mm. Anschließend wurde eine Hohlform des Zahnes mit Hilfe des Dubliersilikons Adisil hergestellt und diese mit flüssigem Modellierwachs ausgegossen. Der so hergestellte Wachs Zahn wurde mit einem Wachsdraht angestiftet und in der Muffel positioniert. Die Einbettung erfolgte mit der Einbettmasse Star-Vest und der dazugehörigen Anmischflüssigkeit. Nach zweistündiger Wartezeit wurde die Muffel auf eine Endtemperatur von 900 °C aufgeheizt, wobei die Steigrate 4 °C/min betrug und eine erste Haltestufe von 70 min bei 300 °C und eine zweite Haltestufe von 50 min bei 600 °C eingehalten wurden. Bei

1450 °C erfolgte das Gießen des Zahnes mit der Nichtedelmetalllegierung (CoCrMoW) Remanium. Nach dem Abkühlen der Muffel wurde der Zahn ausgebettet und der Gusskanal mit einer Trennscheibe abgetrennt und verschliffen. Im Bereich der Wurzel wurde der Zahn mit Al_2O_3 bei 3 bar abgestrahlt, im koronalen Bereich, mit Aussparung der Präparationsgrenze, hingegen bei 2 bar.

4.3.5 Herstellung des künstlichen Parodontiums

Um eine erhöhte Pfeilermobilität des CoCrMo-Zahnes zu erzielen, wurde ein künstliches Parodontium geschaffen. Hierzu wurde die Wurzel des Zahnes 3 Mal in Anti-Rutsch-Lack (Wenko-Wenselaar GmbH, Hilden, Deutschland) getaucht, wobei zwischen jedem Eintauchen eine Trockenzeit von 24 h eingehalten wurde. Nach dem Trocknen der letzten Schicht wurde die Anti-Rutsch-Lack-Beschichtung gekürzt, so dass der Wurzelbereich von der Wurzelspitze bis 2 mm unterhalb der bukkalen Präparationsgrenze mit dem Anti-Rutsch-Lack ummantelt war (Abbildung 21).



Abbildung 21: Mit Anti-Rutsch-Lack ummantelter CoCrMo-Zahn zur Herstellung eines künstlichen Parodontiums.

4.3.6 Herstellung der CERCON[®]-Brücken

Die Herstellung der Brücken erfolgte mittels CAD/CAM-Technik. Hierzu wurden die Urmodelle in den Halter der Scan-Einheit eingespannt, gescannt und hiermit die Position und Abstände der Implantate zueinander bzw. Implantat zu Zahn erfasst. Jedes Abutment-Paar bzw. Abutment der Hybridgruppe wurde in des entsprechende Urmodell eingeschraubt und erfasst und somit konnte für jedes Abutment ein Datensatz für die Innenkonfiguration der Brücke erstellt werden. Ebenso wurde jeder CoCrMo-Zahn eingescannt und für jeden Einzelnen ein Datensatz für die Innenkonfiguration der jeweiligen Hybridbrücke erstellt. Die Außenkonfiguration der Brücke wurde entsprechend der durch die Urmodelle vorgegebene Situation konstruiert (Software: Release-Version von CERCON[®] Art 3.0) und als eine Art Standard-Datensatz für die Herstellung aller 48 Brücken herangezogen (Abbildung 22). Es wurden lediglich leichte Veränderungen im Bereich der Präparationsgrenze vorgenommen, die sich aufgrund der Individualisierung der Abutments der Gruppen 2 und 5, sowie

durch das Präparationsdesign des Zahnes 44 ergaben. Die Wandstärke der Brückenkonstruktion betrug im Mittel 2,5 mm, der Verbinderquerschnitt betrug mesial 11 mm² und distal 13 mm². Die relativ hohen Materialstärken ergeben sich aufgrund der vollanatomischen Gestaltung der Brücken. Das Fräsen der Brücken erfolgt mit 5-Achs-Simultan-CNC-Fräsmaschinen in der zentralen Fertigung der Firma Fa. Dentsply FRIADENT in Hanau.

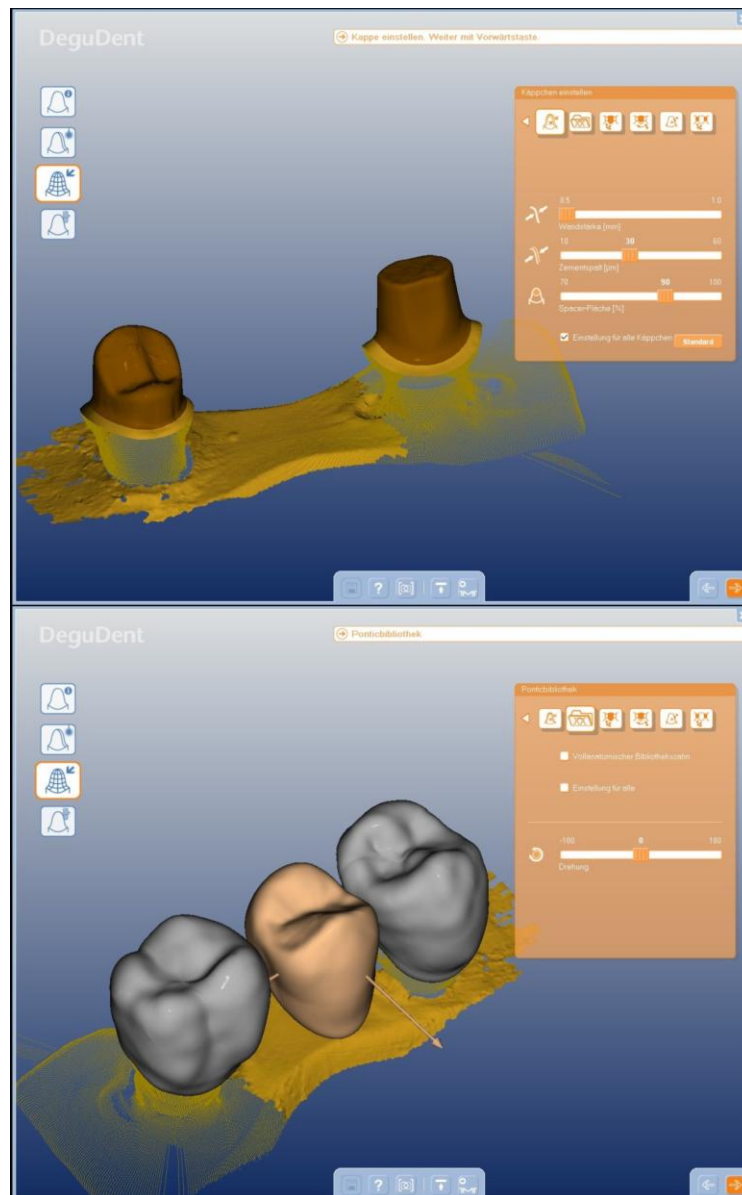


Abbildung 22: Berechnung der gescannten Oberflächen (oben) und Konstruktion der Außenkonfiguration der CERCON[®]-Brücken (unten).

4.3.7 Einbetten der Probekörper

Das Einbetten der Probekörper erfolgte mit dem Kaltpolymerisat Palapress Vario. Es wurde ein Wachsquader mit den, den Urmodellen entsprechenden Kantenlängen 3 cm x 1,3 cm x 1,8 cm auf einer Glasplatte fixiert und mit Hilfe einer Muffel (Größe 9) und des Dubliersilikons Adisil blau eine Hohlform hergestellt. Es wurde noch eine zweite Hohlform mit einem Wachsquader gleicher Kantenlänge, jedoch mit zwei muldenförmigen Aussparungen im Bereich der Implantat-/Zahn-

Position hergestellt. Diese wurde dazu verwendet, ein Kunststoffmodell mit Aussparungen für die Hybridkonstruktionen herzustellen, um ein zweizeitiges Einbetten der Probekörper zu ermöglichen. Dieses Vorgehen diente dem Zweck, die Schrumpfung des verwendeten Kunststoffes am direkten Kontaktbereich zu den Implantaten so gering wie möglich zu halten.



Abbildung 23: Fixierung der Brücken in der Halterung vor dem Einbetten in Kunststoff (PMMA).



Abbildung 24: Übersichtsaufnahme der Einbett-Halterung.

Zum Absenken der in den CERCON[®]-Brücken fixierten Implantate beziehungsweise CoCrMo-Zähne wurde eine Halterung konstruiert. Dazu wurde aus einer Edelstahlplatte eine, im Durchmesser ca. 9 cm betragende Platte ausgesägt und an ihren Rändern drei, in regelmäßigen Abständen orientierte Rundstahlstifte (je ca. 10 cm Länge) verschweißt. Diese erhielten an ihrem Ende der Muffelrundung angepasste Einkerbungen, so dass eine definitive Position auf der Muffel und ein sicheres Reponieren der Halterung nach jedem Abnehmen gewährleistet waren. Im Zentrum der von den Rundstahlstiften getragenen Platte wurde eine Bohrung vorgenommen, durch die ein dem Durchmesser entsprechender Bohrer (Durchmesser 6mm) hindurchgeschoben wurde und mit selbsthärtendem Kunststoff fixiert wurde. An diesem Bohrer wurde nun ein weiterer Bohrer im rechten Winkel mit Hilfe von Pattern Resin angebracht. In die zuvor angefertigte Hohlform wurde ein Urmodell mit eingeschraubten Implantaten und mit Klebewachs fixierter Brücke eingesetzt und die Haltekonstruktion auf die Muffel aufgesetzt (Abbildung 23). Nun wurde mit Hilfe von lichthärtenden Kunststoffplatten eine Halterung modelliert, die, ausgehend von den Enden des horizontal ausgerichteten Bohrers, das Brückenzwischenglied umfasste und eine definitive Reposition aller weiteren Brücken ermöglichte.



Abbildung 25: Die, in den Brücken fixierten Implantate vor dem Einbetten (links und rechts; rechts bereits mit TempoSIL und Klebewachs fixiert).

Vor dem Einbetten der Probekörper wurden die entsprechenden CERCON[®]-Brücken mit TempoSIL auf den Implantaten/CoCrMo-Zähnen temporär zementiert und zusätzlich noch mit Klebewachs fixiert (Abbildung 24). Die Kunststoffmodelle mit Aussparungen für die Implantate/CoCrMo-Zähne wurden mit Palapress Vario (Heraeus Kulzer GmbH) (Mischungsverhältnis: 10 g Pulver zu 7 ml Flüssigkeit) bei 55 °C und 2,5 bar im wassergefüllten Drucktopf 20 Minuten polymerisiert.



Abbildung 26: Einbringen der, in der Halterung fixierten Brücken beziehungsweise Implantate in die Hohlform. Die Aussparungen der Hohlform wurden anschließend mit Kunststoff (PMMA) aufgefüllt.

Anschließend wurden sie in die, zur Halterungs-Apparatur gehörende Hohlform eingebracht. Nach der Positionierung und Fixierung der CERCON[®]-Brücken in der Halterung wurden die Aussparungen der oben genannten Kunststoffmodelle mit Kaltpolymerisat aufgefüllt, die CERCON[®]-Brücken darin abgesenkt und die heraustretenden Überschüsse entfernt (Abbildung 25). Die Polymerisation erfolgte über 20 Minuten bei 55 °C und 2,5 bar im wassergefüllten Drucktopf (Abbildung 26).

4.3.8 Zementieren der Brücken

Das Zementieren der Brücken erfolgte in der Universalprüfmaschine Zwick. Zuvor wurden die Abutmentschrauben 2 Mal mit einem Drehmoment von 24 Ncm verspannt und der Schraubenschacht mit einem Kunststoffpellet Größe 0 verschlossen. Sowohl die Abutments als auch die CoCrMo-Zähne wurden zuerst mit Alkohol und dann mit Wasser gereinigt und anschließend mit Druckluft getrocknet. Anschließend wurde der Glasionomerezement Ketac Cem Maxicap 8 Sekunden lang angemischt (Anmischgerät Rotomix) und zuerst in den Schraubenschacht und dann in die Brücken eingebracht. Nach 10 Sekunden manueller Druckausübung wurde mit Hilfe der Universalprüfmaschine über 7 Minuten eine Kraft von 100 N gehalten (Abbildung 27). Die Entfernung der Überschüsse erfolgte mit einem Heidemannspatel. Bis zur vollständigen Aushärtung des Zementes wurden alle Proben über 24 Stunden bei 37 °C im feuchten Milieu (Aqua dest.) gelagert.

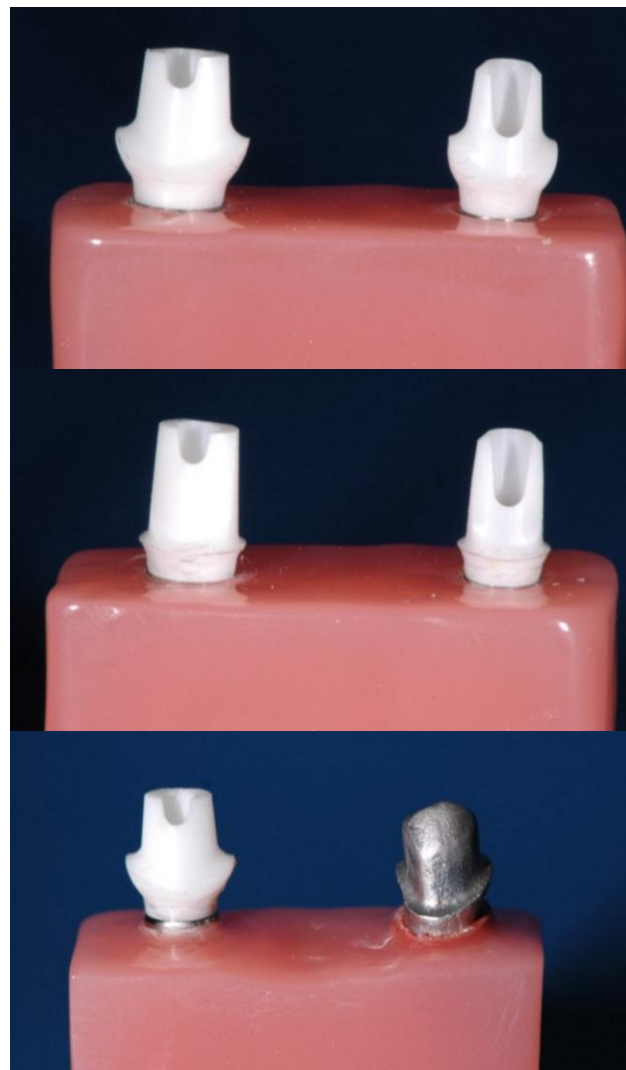


Abbildung 27: Fertige Probekörper der Gruppen 1 und 4 (oben), der Gruppen 2 und 5 (Mitte) und der Gruppen 3 und 6 (unten).

4.4 Thermowechselast

Die Probekörper der Gruppen 4, 5 und 6 wurden einer thermischen Wechsellast im Thermozyklierer W15 ausgesetzt (Abbildung 28). Dabei wurden 10.000 Zyklen bei Wasserbadtemperaturen von 5 °C und 55 °C ausgeführt. Die Verweildauer für jede Temperatur betrug 30 Sekunden. Aufgrund der Wechselzeit ergab sich je Zyklus eine Gesamtdauer von ca. 65 Sekunden.

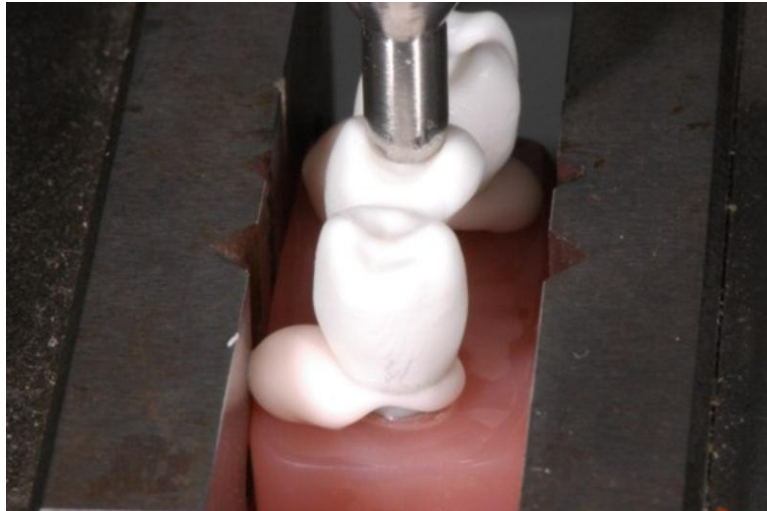


Abbildung 28: Zementieren der Brücken mit Ketac-Cem bei 100 N über 7 Minuten.

4.5 Mechanische Wechsellast

An die thermische Alterung der Gruppen 4, 5 und 6 schloss sich eine mechanische Alterung im Kausimulator (Willytec, Gräfelting, Deutschland) an. Dabei wurden je 8 Probekörper gleichzeitig belastet. Als Antagonisten wurden Stahlstempel mit sphärischem Ende verwendet, deren Durchmesser 4 mm betrug. Die Belastung erfolgte am bukkalen Dreieckswulst des Brückenzwischengliedes in einem Winkel von 45° zur Zahnachse (Tabelle 9). Die Proben wurden während der gesamten Simulation im feuchten Milieu (Aqua dest.) gelagert.



Abbildung 29: Thermozyklierer WI5 (links) und geflutete Einzelkammer mit eingespannter Probe im Kausimulator (rechts).

| | |
|------------------------------|----------|
| Zyklen | 1,2 Mio. |
| Hubhöhe | 3 mm |
| Absenkgeschwindigkeit | 10 mm/s |
| Hubgeschwindigkeit | 70 mm/s |
| Gewicht | 50 N |
| Endposition | oben |

Tabelle 9: Parameter der Kausimulation

4.6 Statischer Bruchversuch

Der nachfolgende Bruchtest erfolgte mit Hilfe der Universalprüfmaschine Zwick. Hierzu wurden die Proben im Probenhalter der Universalprüfmaschine unverschiebbar fixiert und mit einem Stahlstempel mit sphärischem Ende von 4 mm Durchmesser im 45°-Winkel zum Implantat auf dem bukkalen Dreieckswulst des Brückenzwischengliedes bei einem Vorschub von 0,5 mm/min und einer Vorkraft von 15 N belastet (Abbildung 29). Um punktförmige Belastungen zu vermeiden wurde zwischen Antagonistenstempel und Prüfkörper eine 0,5 mm dicke Polycarbonatfolie interponiert. Die Bruchabschaltsschwelle wurde bei 30 %-igem Kraftabfall festgelegt und der Kraft-/ Wegverlauf für jeden einzelnen Prüfkörper in einem Diagramm aufgezeichnet.

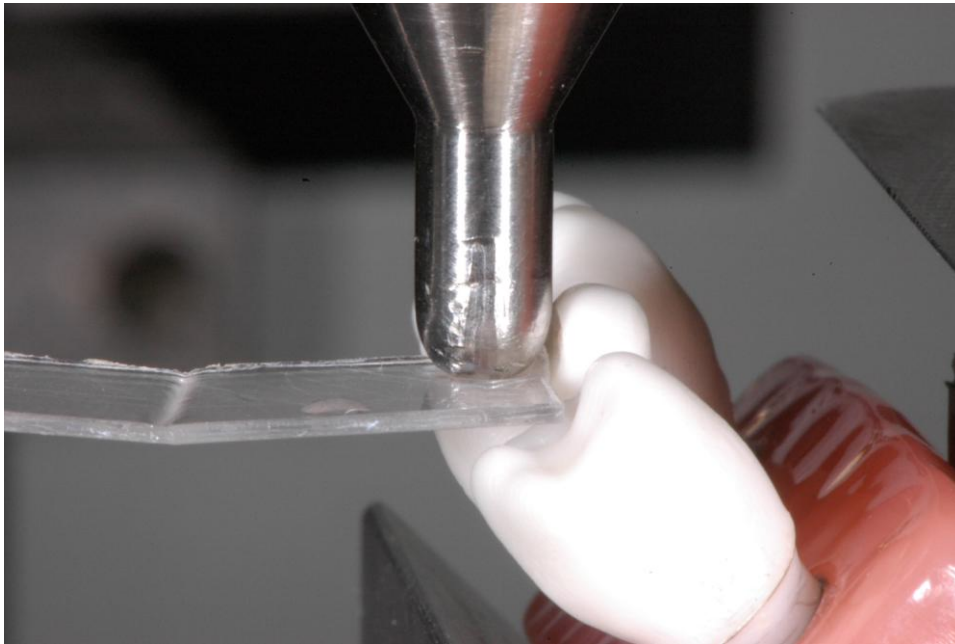


Abbildung 30: Statischer Bruchversuch in der Universalprüfmaschine. Die Belastung erfolgte in einem Winkel von 45° auf der bukkalen Dreieckswulst des Brückenzwischengliedes. Zur Vermeidung punktförmiger Belastungen wurde eine 0,5 mm dicke Polycarbonatfolie zwischen Antagonistenstempel und Prüfkörper interponiert.

4.7 Analyse der Bruchmodi

Nach dem statischen Bruchversuch wurden alle Probekörper auf den Verlauf der Bruchlinien untersucht. Hierzu wurden die Brücken okklusal im Bereich der Schraubenschächte trepaniert (Präparierdiamant: 836 KR 012; Finierdiamant: 8836 KR 012, Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland), die Schrauben gelöst und die Abutments mit den zementierten Brücken entfernt. Im Falle der Hybridbrücken erfolgte die Trepanation der Brücke im Bereich des Implantats nach oben genannter Vorgehensweise, um ein Abheben der Brücke zu ermöglichen wurde jedoch der Konnektor zwischen dem CoCrMo-Zahn und dem Brückenzwischenglied mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe durchtrennt.

Es erfolgte eine Skizzierung der Bruchverläufe in einem standardisierten Probekörperschema (Abbildung 30). Zusätzlich wurde dokumentiert, ob sich Implantate im Laufe der Alterung im Kunststoffsockel gelockert hatten.

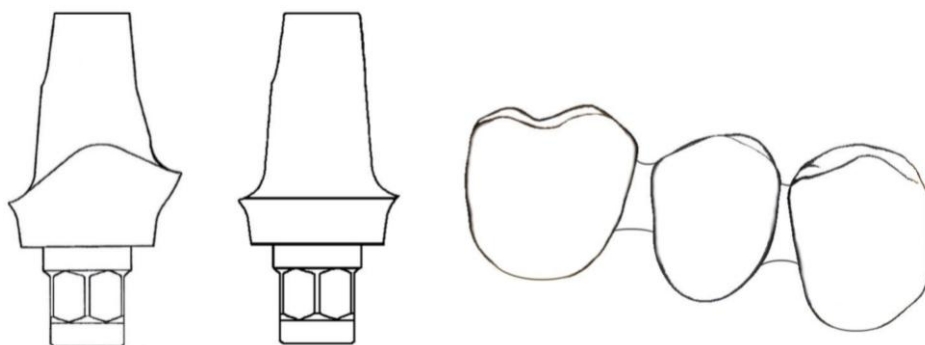


Abbildung 31: Standardisiertes Probekörperschema. Schema für nicht-individualisierte Abutments (links), individualisierte Abutments (Mitte) und Schema für Brücken (rechts).

4.8 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS für Windows, Version 17 durchgeführt.

Es herauszuarbeiten wurden die nicht-parametrischen Tests nach Kruskal-Wallis und Mann-Whitney (U-Test) angewandt.

Die graphische Darstellung erfolgte mittels Box-Plot-Diagramme. Bei einem Box-Plot-Diagramm erstreckt sich eine Box zwischen dem 25 % Quartil und dem 75 % Quartil und beinhaltet den mittleren Wertebereich mit 50 % der Werte (Abbildung 31). Ebenfalls dargestellt werden der Median, der Maximal- und der Minimalwert, sowie Ausreißerwerte.

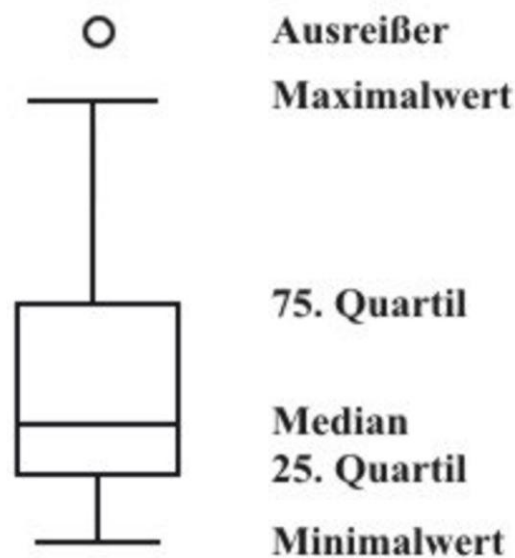


Abbildung 32: Darstellung einer Box-Plot-Graphik

4.9 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Exemplarisch wurden zwei Probenkörper (Probe I₃: Implantat-Implantat + nicht individualisiert + nicht gealtert und Probe VI₃: Hybridbrücke + gealtert) unter Einsatz des Rasterelektronenmikroskops untersucht.

5. Ergebnisse

5.1. Analyse der Bruchlast

Keiner der Prüfkörper frakturierte während der Kausimulation. Die höchste Bruchlast ergab sich in der Gruppe III (Hybridbrücke + nicht gealtert, mit einem Mittelwert 736,25 N / SD 82,23 N).

| Gruppe \ Probe | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|---|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| I (I-I, nA) Bruchlast F_{\max} (N) | 449 | 473 | 483 | 334 | 501 | 491 | 464 | 587 |
| II (I-I, ZP, nA) Bruchlast F_{\max} (N) | 348 | 494 | 333 | 293 | 346 | 661 | 333 | 582 |
| III (I-Z, nA) Bruchlast F_{\max} (N) | 1210 | 839 | 712 | 685 | 748 | 657 | 661 | 378 |
| IV (I-I, A) Bruchlast F_{\max} (N) | 780 | 652 | 637 | 682 | 410 | 599 | 692 | 725 |
| V (I-I, ZP, A) Bruchlast F_{\max} (N) | 579 | 602 | 645 | 536 | 665 | 544 | 457 | 419 |
| VI (I-Z, A) Bruchlast F_{\max} (N) | 759 | 1000 | 835 | 590 | 629 | 673 | 617 | 663 |

Tabelle 10: Bruchwerte der Probekörper aller Versuchsgruppen. I-I: rein implantatgetragen. I-Z: zahn-implantatgetragen. A: Alterungssimulation. nA: keine Alterungssimulation. ZP: zirkuläre Präparation.

| Gruppe | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Minimum | Maximum |
|-------------------------|------------|--------------------|--------|---------|---------|
| I (I-I, nA) | 472,75 | 24,71 | 478,00 | 334,00 | 587,00 |
| II (I-I, ZP, nA) | 423,75 | 48,48 | 347,00 | 293,00 | 661,00 |
| III (I-Z, nA) | 736,25 | 82,23 | 698,50 | 378,00 | 1210,00 |
| IV (I-I, A) | 647,13 | 39,10 | 667,00 | 410,00 | 780,00 |
| V (I-I, ZP, A) | 555,88 | 30,34 | 561,50 | 419,00 | 665,00 |
| VI (I-Z, A) | 720,75 | 48,99 | 668,00 | 590,00 | 1000,00 |

Tabelle 11: Darstellung der Minimal-, Maximal- und Mittelwerte der Bruchlasten in den einzelnen Versuchsgruppen mit Standardabweichungen in Newton (N). I-I: rein implantatgetragen. I-Z: zahn-implantatgetragen. A: Alterungssimulation. nA: keine Alterungssimulation. ZP: zirkuläre Präparation.

| Gruppe | II (I-I, ZP, nA) | III (I-Z, nA) | IV (I-I, A) | V (I-I, ZP, A) | VI (I-Z, A) |
|---------------------|---------------------|------------------|----------------|-------------------|----------------|
| I (I-I, nA) | 0,344 | 0,009 | 0,009 | X | X |
| II (I-I, ZP, nA) | X | 0,004 | 0,006 | 0,059 | 0,002 |
| III (I-Z, nA) | X | X | 0,294 | 0,021 | 0,674 |
| IV (I-I, A) | X | X | X | 0,59 | 0,674 |
| V (I-I, ZP, A) | X | X | X | X | 0,012 |

Tabelle 12: P-Werte des Mann-Whitney-U-Tests. I-I: rein implantatgetragen. I-Z: zahn-implantatgetragen. A: Alterungssimulation. nA: keine Alterungssimulation. ZP: zirkuläre Präparation. X: nicht getestet.

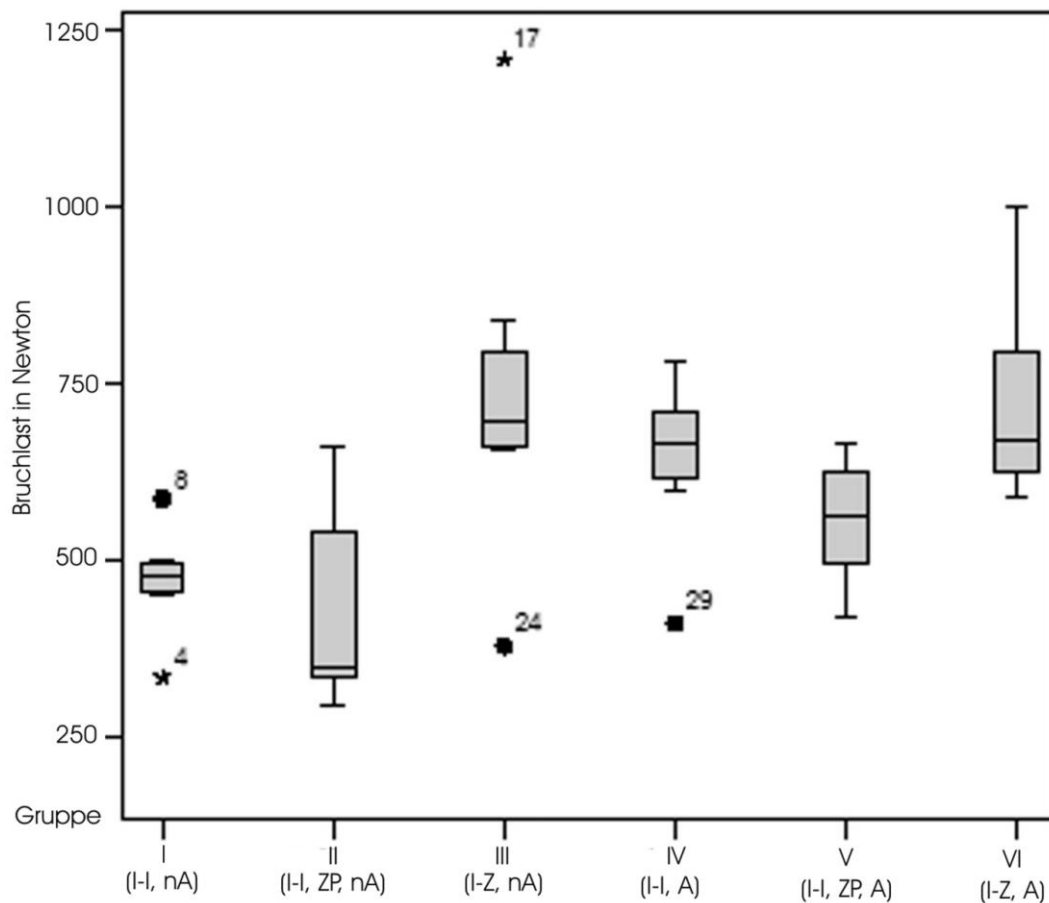


Abbildung 33: Box-Plot-Darstellung der Bruchlastwerte in Newton (N). I-I: rein implantatgetragen. I-Z: zahn-implantatgetragen. A: Alterungssimulation. nA: keine Alterungssimulation. ZP: zirkuläre Präparation.

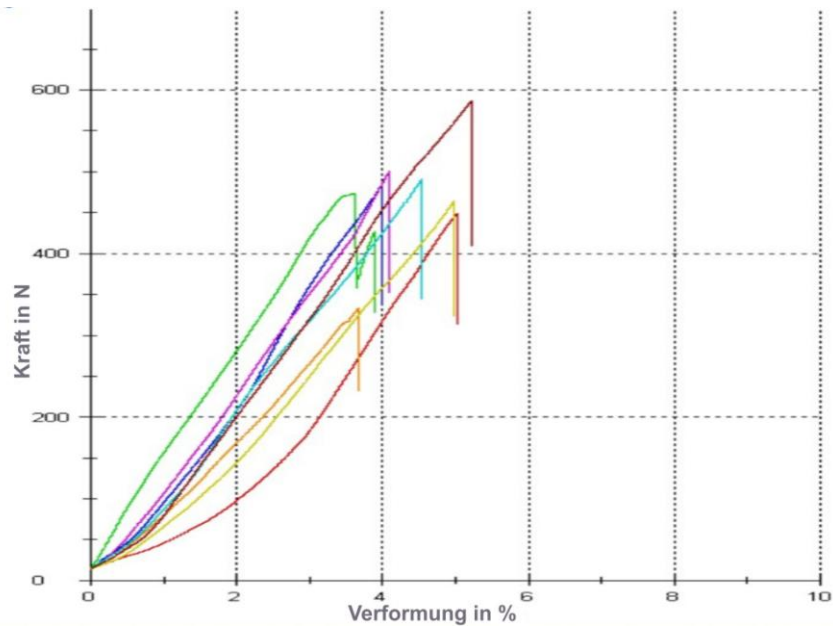


Abbildung 34: Darstellung des Kraft-Weg-Diagrammes des statischen Bruchversuches der Gruppe I (Implantat-Implantat, nicht individualisiert, nicht gealtert).

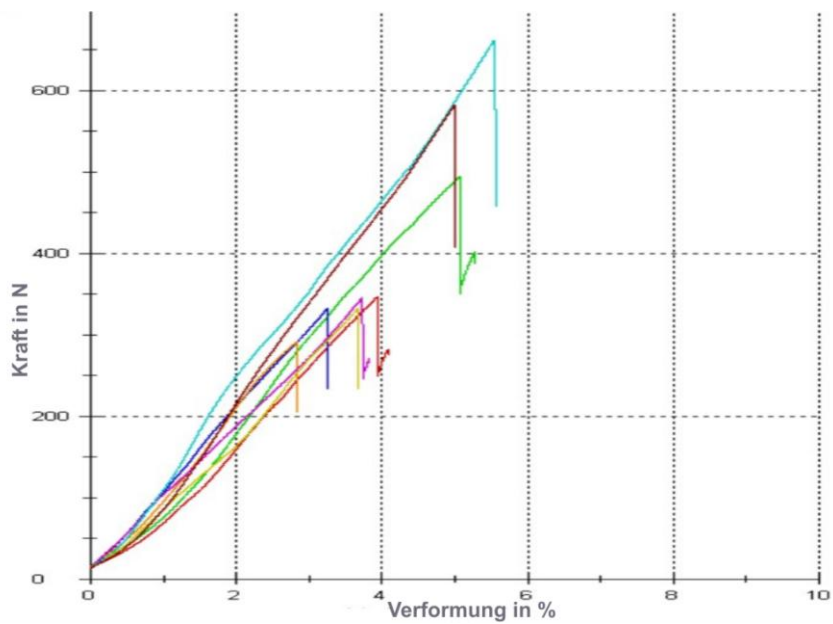


Abbildung 35: Darstellung des Kraft-Weg-Diagrammes des statischen Bruchversuches der Gruppe II (Implantat-Implantat, individualisiert, nicht gealtert).

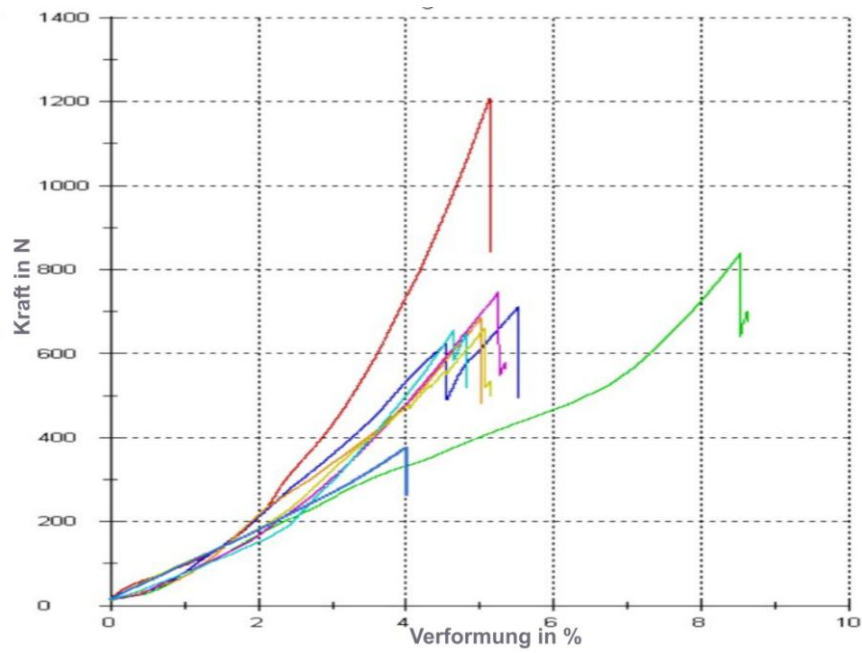


Abbildung 36: Darstellung des Kraft-Weg-Diagrammes des statischen Bruchversuches der Gruppe III (Hybridbrücke, nicht gealtert).

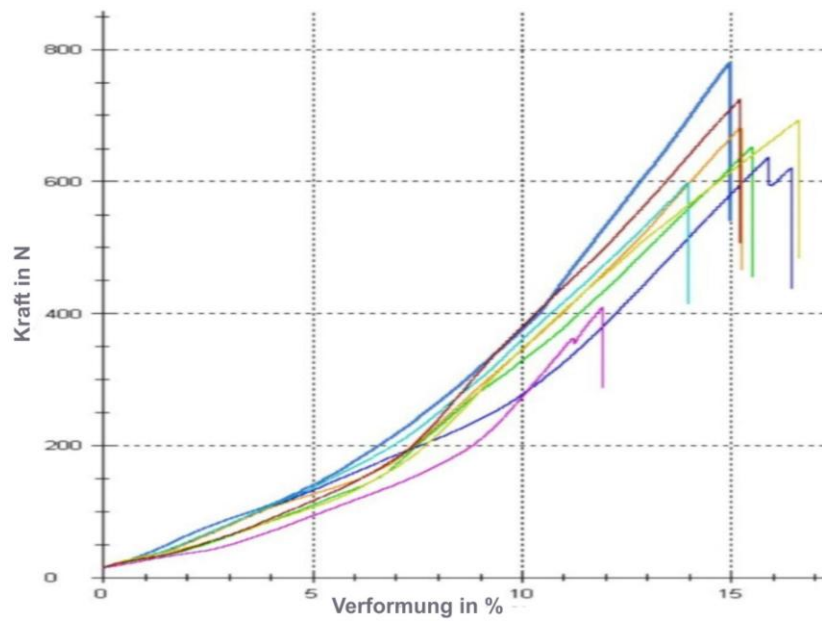


Abbildung 37: Darstellung des Kraft-Weg-Diagrammes des statischen Bruchversuches der Gruppe IV (Implantat-Implantat, nicht individualisiert, gealtert).

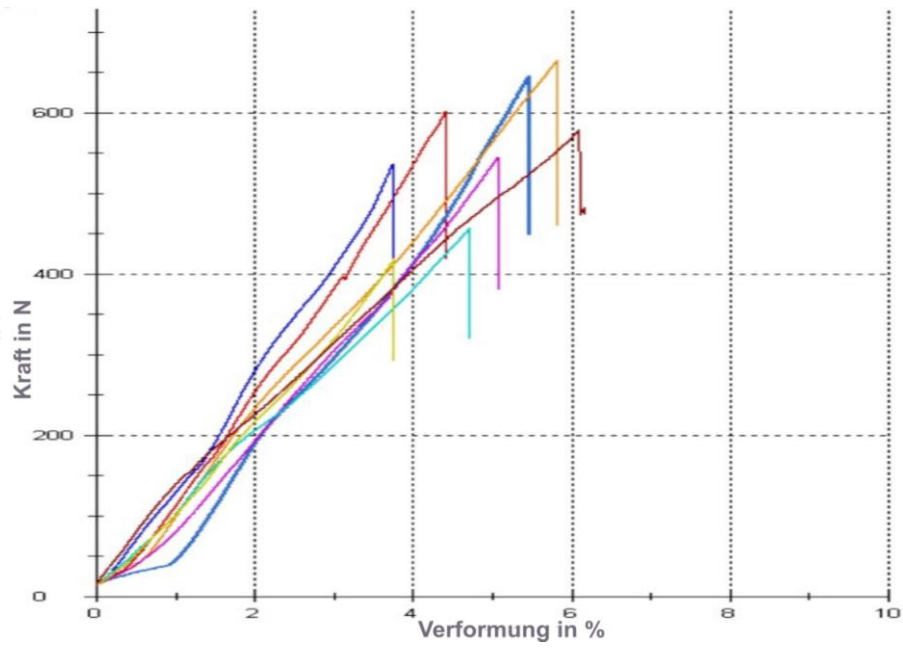


Abbildung 38: Darstellung des Kraft-Weg-Diagrammes des statischen Bruchversuches der Gruppe V (Implantat-Implantat, individualisiert, gealtert).

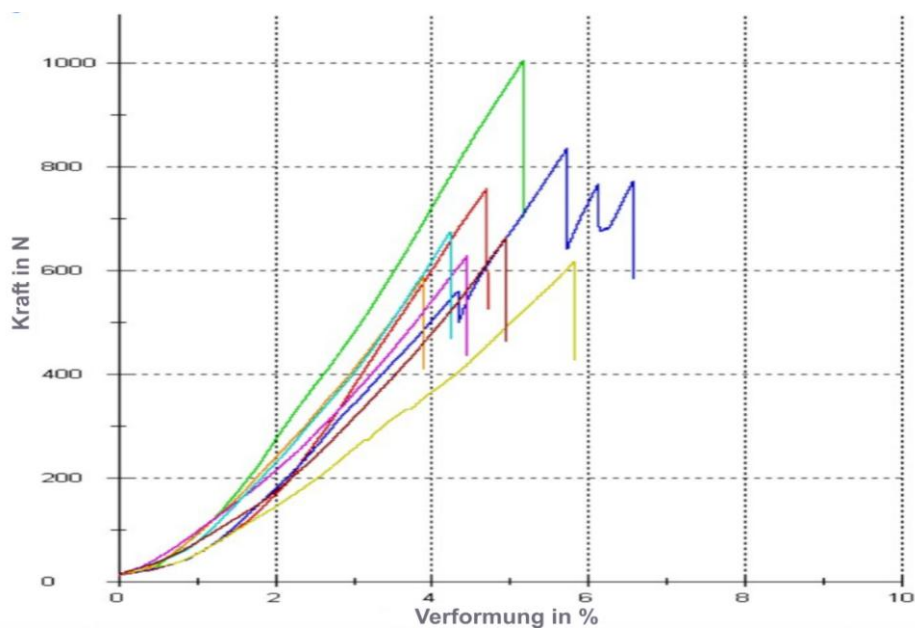


Abbildung 39: Darstellung des Kraft-Weg-Diagrammes des statischen Bruchversuches der Gruppe VI (Hybridbrücke, gealtert).

5.1.1 Einfluss der Lagerung

Innerhalb der 3 gealterten Gruppen (Gruppen IV bis VI) zeigte die Gruppe VI (Hybridbrücke + gealtert, mit einem Mittelwert 720,75 N / SD 48,99 N) die höchste Bruchlast (Abbildung 37, Abbildung 31, Tabelle 11). Dieses Ergebnis unterschied sich signifikant von der Gruppe V (Implantat-Implantat + individualisiert + gealtert, mit einem Mittelwert 555,88 N / SD 30,34 N) (Abbildung 36).

Bei den Gruppen ohne thermisch und mechanische Alterung (Gruppen I bis III) zeigte die Gruppe III (Hybridbrücke + nicht gealtert, mit einem Mittelwert 736,25 N / SD 82,23 N) (Abbildung 34) eine signifikant höhere Bruchlast auf als die Gruppe I (Implantat-Implantat + nicht individualisiert + nicht gealtert, mit einem Mittelwert 472,75 N / SD 24,70 N) (Abbildung 32) und Gruppe II (Implantat-Implantat + individualisiert + nicht gealtert, mit einem Mittelwert 423,75 N / SD 48,48 N) (Abbildung 33) (Abbildung 31, Tabelle 11).

5.1.2 Einfluss der Individualisierung

Im Hinblick auf den Einfluss der Individualisierung der Abutments auf die Bruchlast, zeigten sich im Vergleich der Gruppe IV (Implantat-Implantat + nicht individualisiert + gealtert) mit der Gruppe V (Implantat-Implantat + individualisiert + gealtert), ebenso wie im Vergleich der Gruppe I (Implantat-Implantat + nicht individualisiert + nicht gealtert) mit der Gruppe II (Implantat-Implantat + individualisiert + nicht gealtert) keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 12).

5.1.3 Einfluss der Alterungssimulation

Beim Vergleich der gealterten Gruppen (Gruppen IV bis VI) mit ihrem jeweiligen Äquivalent der nicht gealterten Gruppen (I bis III) zeigte die Gruppe IV (Implantat-Implantat + nicht individualisiert + gealtert, mit einem Mittelwert 647,13 N / SD 39,10) (Abbildung 35) eine signifikant höhere Bruchlast als die Gruppe I (Implantat-Implantat + nicht individualisiert + nicht gealtert) (Abbildung 31, Tabelle 11). Nicht signifikant unterschieden sich die Gruppe V (Implantat-Implantat + individualisiert + gealtert) und die Gruppe II (Implantat-Implantat + individualisiert + nicht gealtert), sowie die Gruppe VI (Hybridbrücke + gealtert) und die Gruppe III (Hybridbrücke + nicht gealtert) (Abbildung 31, Tabelle 11).

5.2 Analyse der Bruchmodi

Die Bruchmodi zeigten in allen Prüfgruppen sehr ähnliche Verläufe.

Im Falle des Abutments in regio 44 (Durchmesser 3,8 mm) stellte sich der Bruchverlauf in der Regel ausgehend von der Implantatschulter im vestibulären Bereich dar und verlief in oraler Richtung nach koronal ansteigend zur Präparationsgrenze hin (Abbildung 38, 39, 41, 42).

Beim Abutment in regio 46 (Durchmesser 4,5 mm) verlief der Bruch ebenfalls von der Kontaktzone zwischen Implantat-Abutment im vestibulären Bereich ausgehend nach koronal ansteigend, um dann

jedoch ca. 0,5 - 1 mm oberhalb der Implantatschulter einen horizontalen Verlauf nach oral zu beschreiben (Abbildung 38-43).

Weder im Hinblick auf die Individualisierung, die Lagerung, noch im Hinblick auf die Alterung zeigten sich Unterschiede im Bruchverlauf. Nur bei der Gruppe II (Implantat-Implantat + individualisiert + nicht gealtert) zeigte sich beim Abutment in regio 46 (Durchmesser 4,5 mm) statt des horizontalen Verlaufs ein, nach koronal zur Präparationsgrenze ansteigender Bruchverlauf (Abbildung 39).

Insgesamt sind 21 Abutments in regio 44 (Durchmesser 3,8 mm) nicht gebrochen. Am häufigsten konnte dies in den Gruppen VI, V und II beobachtet werden:

- in der Gruppe VI (Hybridbrücke gealtert) brach das Abutment 7 Mal nicht.
- in der Gruppe V (Implantat-Implantat + individualisiert + gealtert) und der Gruppe II (Implantat-Implantat + individualisiert + nicht gealtert) brach das Abutment jeweils 6 Mal nicht.

Die Abutments in regio 46 (Durchmesser 4,5 mm) sind insgesamt 10 Mal nicht gebrochen, wobei dies bei der Gruppe VI (Hybridbrücke, gealtert) 7 Mal zu beobachten war.

Insgesamt brach bei der Gruppe VI (Hybridbrücke gealtert) und der Gruppe III (Hybridbrücke, nicht gealtert) 8 Mal das Abutment nicht. Stattdessen brach die Brückenkonstruktion, wobei sich der Bruchverlauf schräg über den Konnektor zwischen dem Brückenzwischenstück und dem CoCrMo-Pfeilerzahn in regio 44 zog und dann über die mesiale obere Hälfte des Brückenzwischenstücks verlief (Abbildung 40, 43).

Während der thermischen und mechanischen Alterung schien es teilweise zu einer leichten Lockerung der Implantate im Kunststoffsockel gekommen zu sein. Insgesamt waren 15 Implantate gelockert, davon 8 Implantate in regio 46 (Durchmesser 4,5 mm) und 7 Implantate in regio 44 (Durchmesser 3,8 mm). Dieses Phänomen zeigte sich nur in den gealterten Gruppen (IV bis VI) und dabei am deutlichsten in der Gruppe V (Implantat-Implantat + individualisiert + gealtert) mit 4 gelockerten Implantaten in regio 44 und 6 gelockerten Implantaten in regio 46.

**Auswertung der Bruchmodi der Gruppe I
(nicht individualisiert, nicht gealtert)**

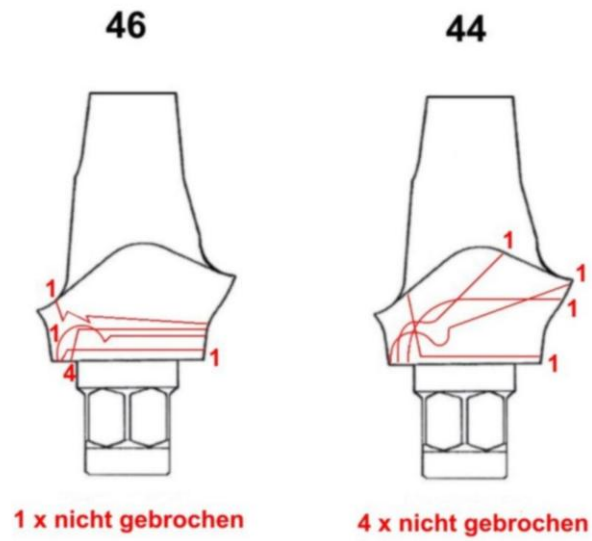


Abbildung 40: Darstellung der Bruchverläufe der Gruppe I.

**Auswertung der Bruchmodi der Gruppe II
(individualisiert, nicht gealtert)**

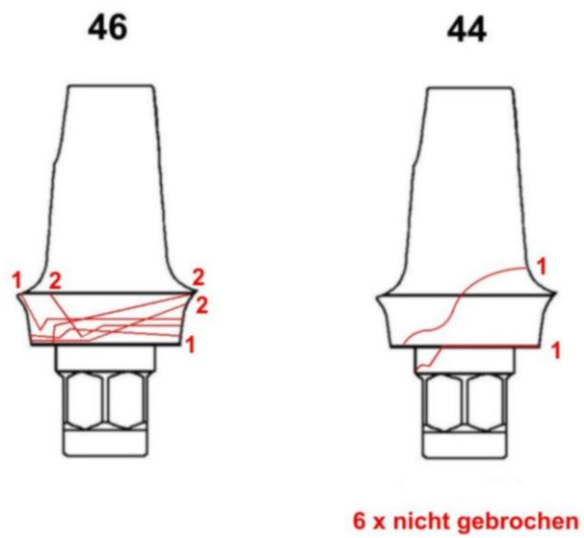


Abbildung 41: Darstellung der Bruchverläufe der Gruppe II.

Auswertung der Bruchmodi der Gruppe III (Hybrid-Brücke, nicht gealtert)

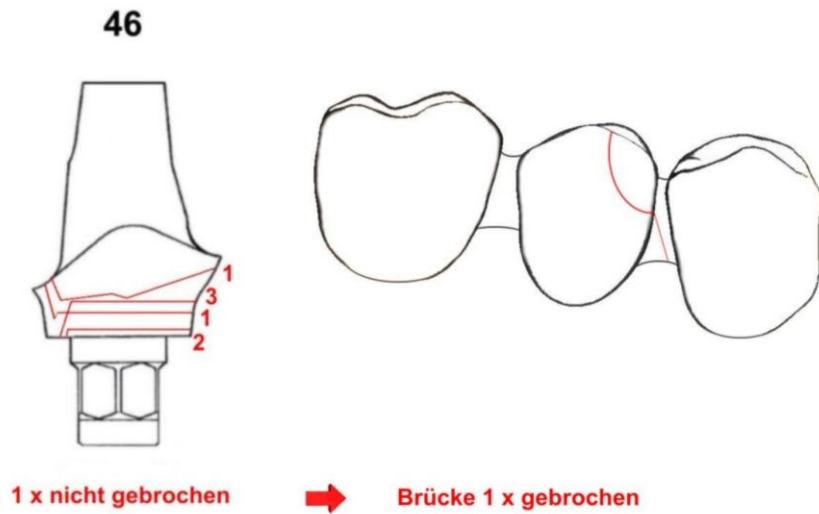


Abbildung 42: Darstellung der Bruchverläufe der Gruppe III.

Auswertung der Bruchmodi der Gruppe IV (nicht individualisiert, gealtert)

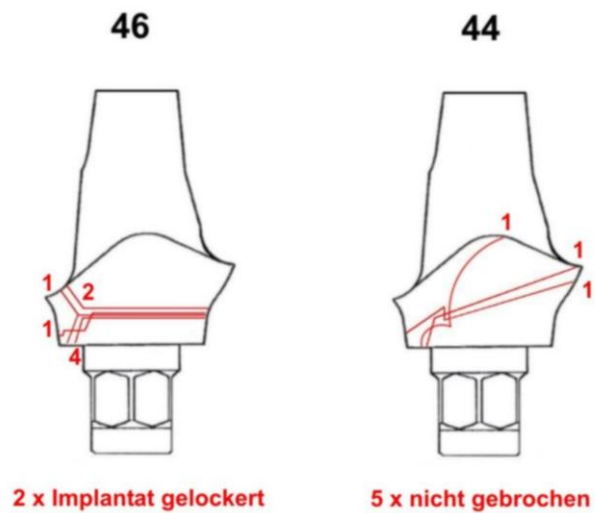


Abbildung 43: Darstellung der Bruchverläufe der Gruppe IV.

Auswertung der Bruchmodi der Gruppe V (individualisiert, gealtert)

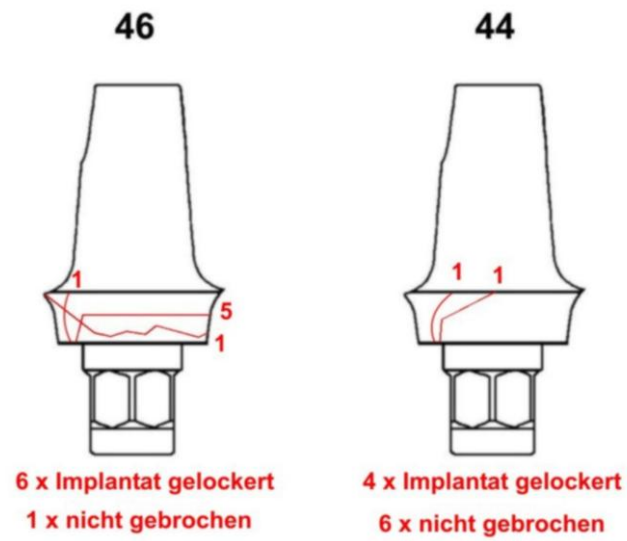


Abbildung 44: Darstellung der Bruchverläufe der Gruppe V.

Auswertung der Bruchmodi der Gruppe VI (Hybrid-Brücke, gealtert)

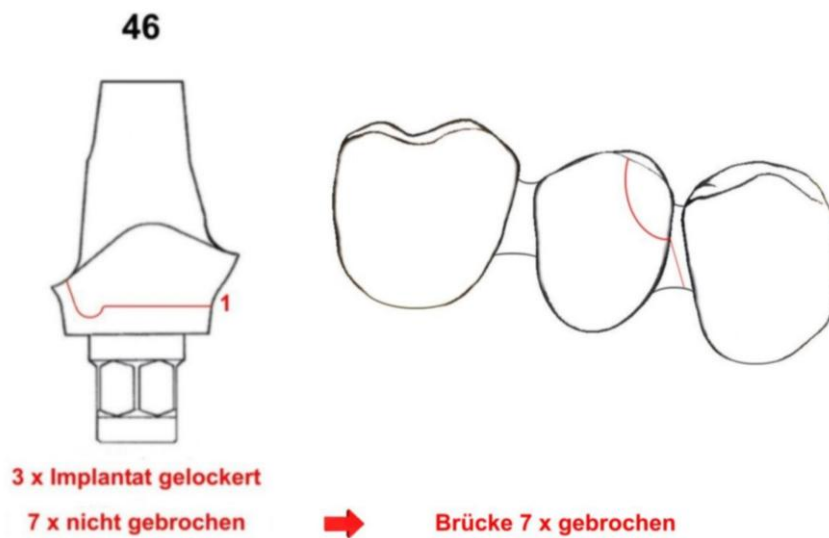


Abbildung 45: Darstellung der Bruchverläufe der Gruppe VI.

| Gruppe | Keine Fraktur Abutment 44 | Fraktur Abutment 44 | Lockerung Implantat 44 | Keine Fraktur Abutment 46 | Fraktur Abutment 46 | Lockerung Implantat 46 | Fraktur Brücke |
|---------------------|---------------------------|---------------------|------------------------|---------------------------|---------------------|------------------------|----------------|
| I (I-I, nA) | 4 Mal | 4 Mal | X | 1 Mal | 7 Mal | X | X |
| II (I-I, ZP, nA) | 6 Mal | 2 Mal | X | X | 8 Mal | X | X |
| III (I-Z, nA) | X | X | X | 1 Mal | 7 Mal | X | 1 Mal |
| IV (I-I, A) | 5 Mal | 3 Mal | X | X | 8 Mal | 2 Mal | X |
| V (I-I, ZP, A) | 6 Mal | 2 Mal | 4 Mal | 1 Mal | 7 Mal | 6 Mal | X |
| VI (I-Z, A) | X | X | X | 7 Mal | 1 Mal | 3 Mal | 7 Mal |

Tabelle 13: Häufigkeiten der Frakturen von Abutments und Brücken, sowie der Lockerungen der Implantate der jeweiligen Gruppen.

5.3 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Da sich bei allen Brücken ein ähnliches Bruchbild zeigte wurde die Probe VI₃ exemplarisch untersucht. Bei der Betrachtung der Bruchfläche der Probe VI₃ konnte der Bruchausgang bereits makroskopisch festgelegt werden (Abbildung 44, Abbildung 45 rechts). Des Weiteren zeigt sich okklusal, im Bereich des Belastungspunktes ein metallischer Abrieb (Abbildung 45 links).

Der Bruch geht vom unteren bukkalen Bereich des mesialen Konnektors (Abbildung 47), exakt gegenüber des Belastungspunktes aus (Abbildung 46). Die Bruchfläche erscheint homogen, okklusal sind feine Absplitterungen zu erkennen (Abbildung 45 rechts, Abbildung 48).



Abbildung 46: Makroaufnahme der Probe VI₃: Hybridbrücke + gealtert in Übersicht.

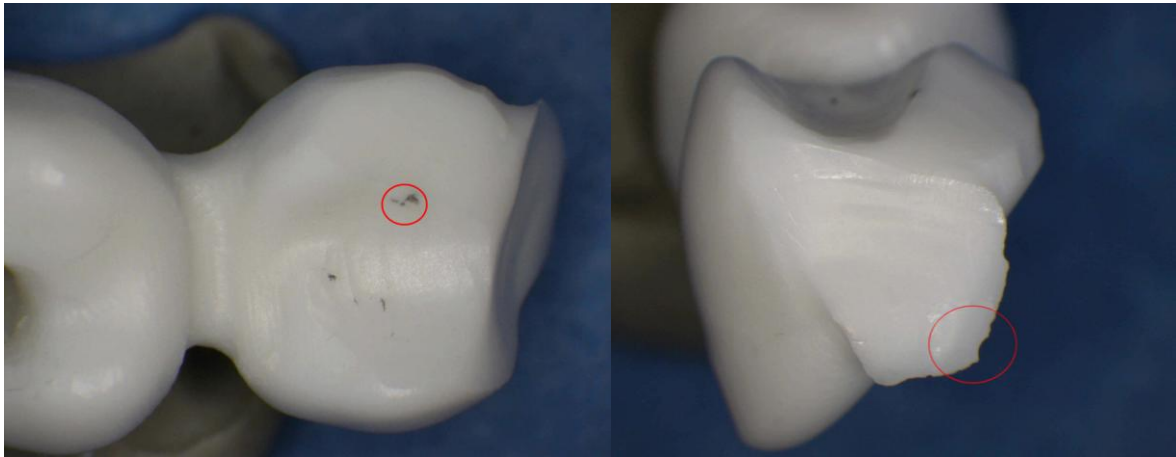


Abbildung 47: Makroaufnahme der Details der Probe VI3. Der Bruch verläuft durch den mesialen Konnektor (Aufsicht von okklusal: links; Ansicht von mesial: rechts). Ein metallischer Abrieb okklusal ist zu erkennen (roter Kreis, links). Der Bruchausgang ist bereits makroskopisch deutlich zu erkennen (roter Kreis, rechts).

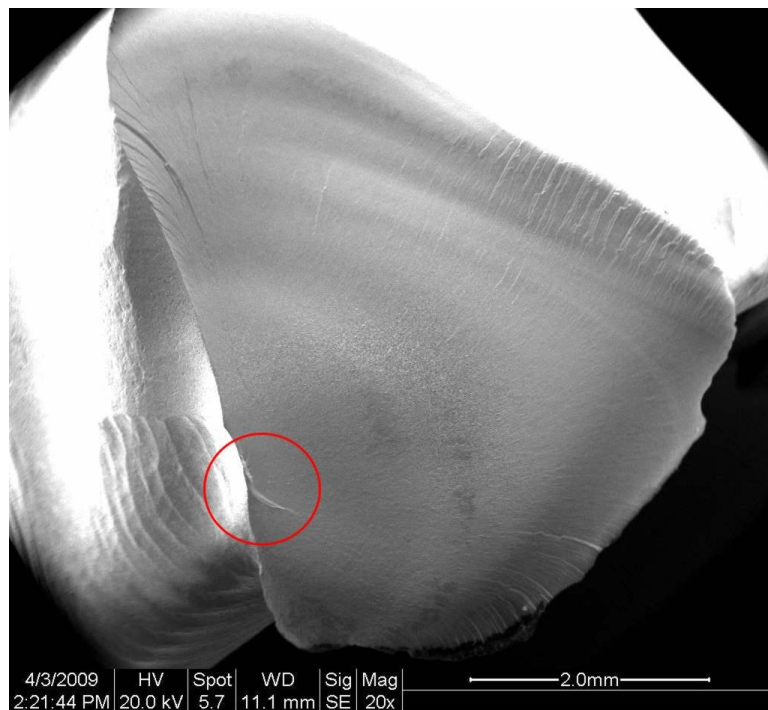


Abbildung 48: Übersicht der Bruchfläche. Der Bruch geht von der Gerüstoberfläche exakt gegenüber des Belastungspunktes (roter Punkt) aus (roter Kreis).

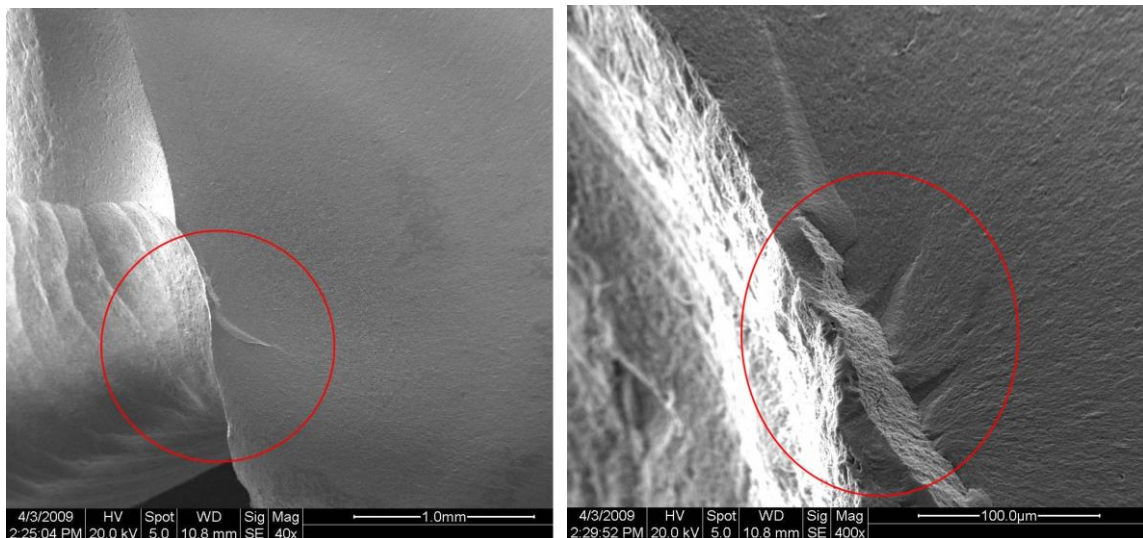


Abbildung 49: Ausschnittvergrößerungen des Bruchausganges (rote Markierungen).



Abbildung 50: Ausschnittvergrößerung der Absplitterung okklusal (rote Markierung).

Die Bruchverläufe der Probe I₃ wurden ebenfalls exemplarisch mit makroskopischen als auch mit rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen dokumentiert (Abbildung 49, 51). Makroskopisch zeigten sich auf dem Brückenzwischenglied Druckpunkte am bukkalen Höcker, die im Zuge des statischen Belastungstest entstanden sind (Abbildung 50). Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen der Bruchflächen am Prämolare zeigten 2 Rissfronten, die beide von innen nach außen verlaufen (Abbildung 52). Die Bruchflächen lassen sich einerseits der Belastung durch den statischen Bruchtest zuordnen (Druck-Zug-(Gewalt)-bruch) und andererseits zeigen sich auch Bruchflächen die als Restbruch (Aussprengungen nach dem primären Bruchgeschehen) entstanden (Abbildung 53, 54). Diese Beobachtung konnte sowohl am Prämolare als auch am Molare gemacht werden (Abbildung 55).

Im Falle des Prämolaren konnte der genaue Bruchausgang nicht detektiert werden. Am Molar hingegen zeigte sich ein Bereich, der als Ausgang des Bruchverlaufes angenommen werden kann (Abbildung 55). Es zeigte sich auch ein Bereich nahe dem vermuteten Bruchausgang, der vermutlich durch die mechanische Wechsellast vorgeschädigt wurde (Abb, 56, 57). Dort fanden sich sehr kleine Beschädigungen, die vermutlich vor dem Gewaltbruch entstanden sind. Bei keiner der Untersuchungen wurden Fehlstellen (Poren, Blasen, Fremdkörpereinschlüsse) festgestellt.



Abbildung 51: Übersicht der Brückenkonstruktion der Probe I3: Implantat-Implantat + nicht individualisiert + nicht gealtert.

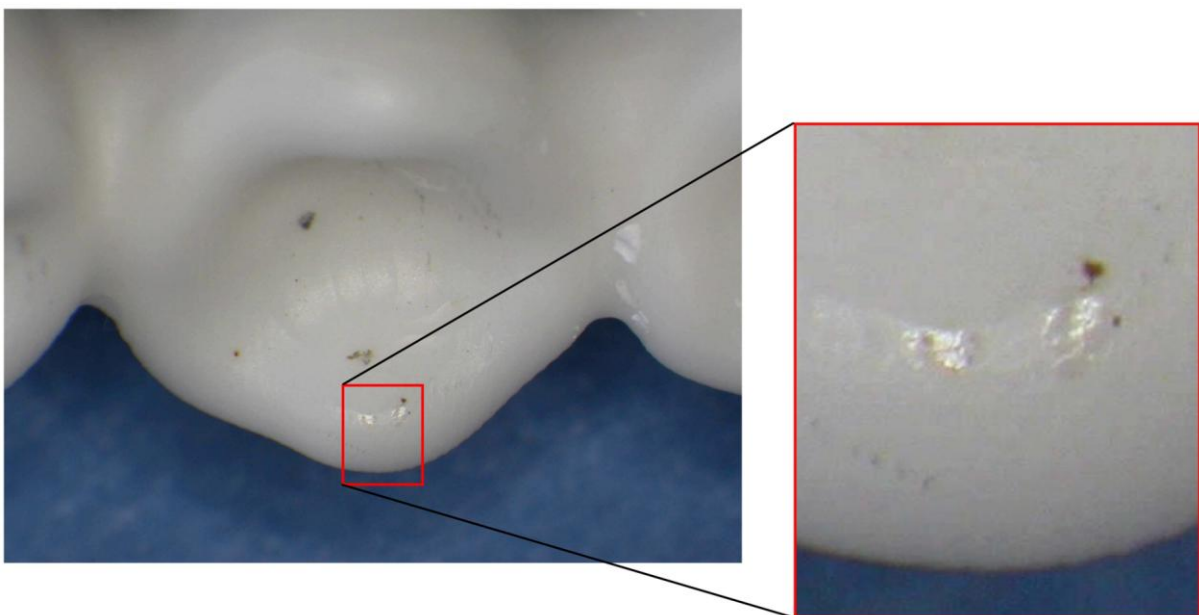


Abbildung 52: Detailaufnahme des Brückenzwischengliedes. Deutlich zu erkennen sind die Druckpunkte am bukkalen Höcker (Detailaufnahme rechts).

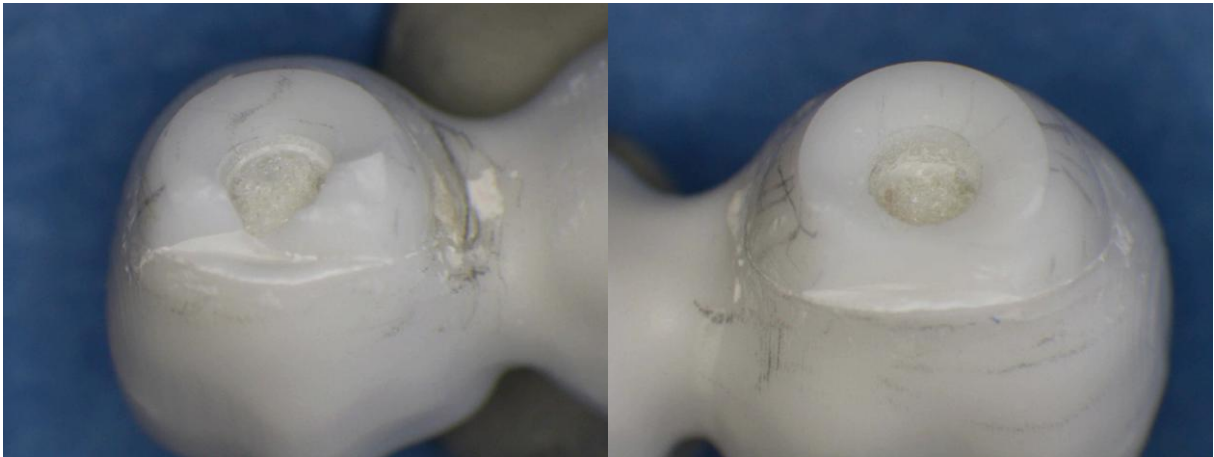


Abbildung 53: Einzelansicht der untersuchten Bruchflächen der Probe I3: Prämolare (links) und Molare (rechts).

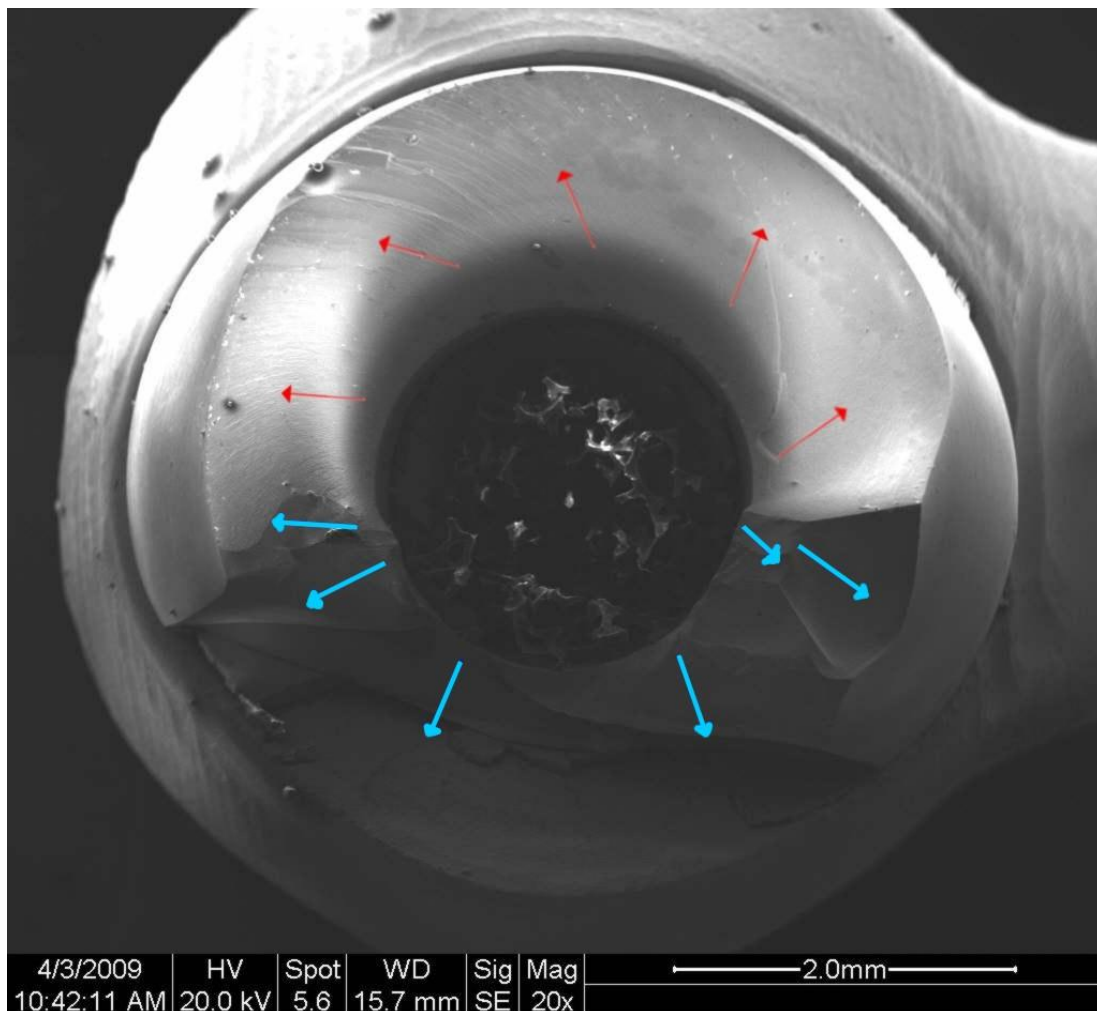


Abbildung 54: Übersicht der Bruchfläche des Prämolaren. Die Pfeile zeigen den Bruchverlauf. Der Bruch verläuft in 2 Rissfronten, beide von innen nach außen. Druck-Zug-(Gewalt)-bruch (rote Pfeile), Restbruch (blaue Pfeile). Der eigentliche Bruchausgang ist nicht zu detektieren. Fehlstellen sind nicht zu erkennen.

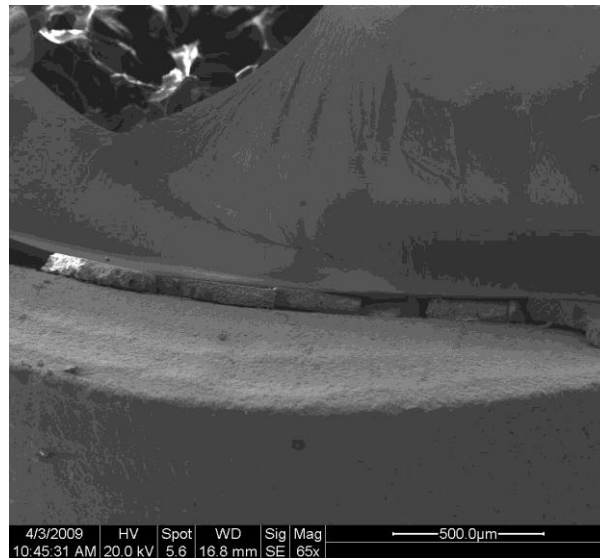


Abbildung 55: Detailaufnahme der Bruchfläche. Hier deutlich zu erkennen ist die Zementfuge, sowie die unversehrte Abschlusskante der Brückenkonstruktion (unterer Bildrand).

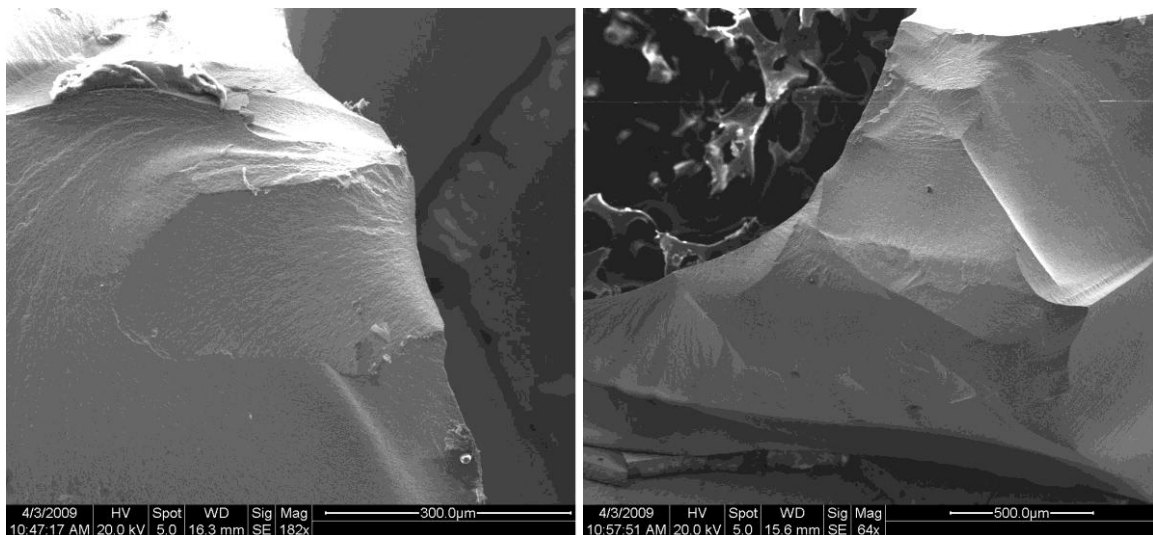


Abbildung 56: Detailaufnahme der Bruchflächen mesio-bukkal (links) und disto-bukkal (rechts).

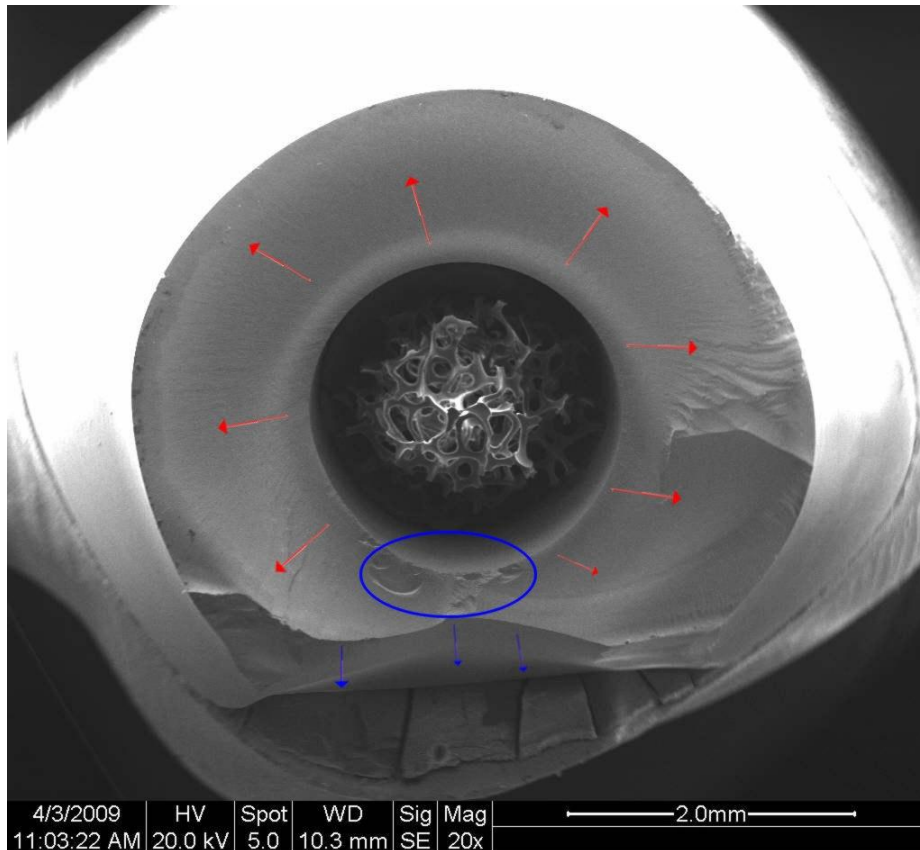


Abbildung 57: Übersicht der Bruchfläche des Molaren. Die Pfeile zeigen den Bruchverlauf. Der Bruch verläuft in 2 Rissfronten, beide von innen nach außen. Druck-Zug-(Gewalt)-bruch (rote Pfeile) mit deutlich erkennbarer Compression curl (innen), Restbruch (blaue Pfeile). Der eigentliche Bruchausgang liegt vermutlich innerhalb der blauen Markierung. Fehlstellen sind nicht zu erkennen.

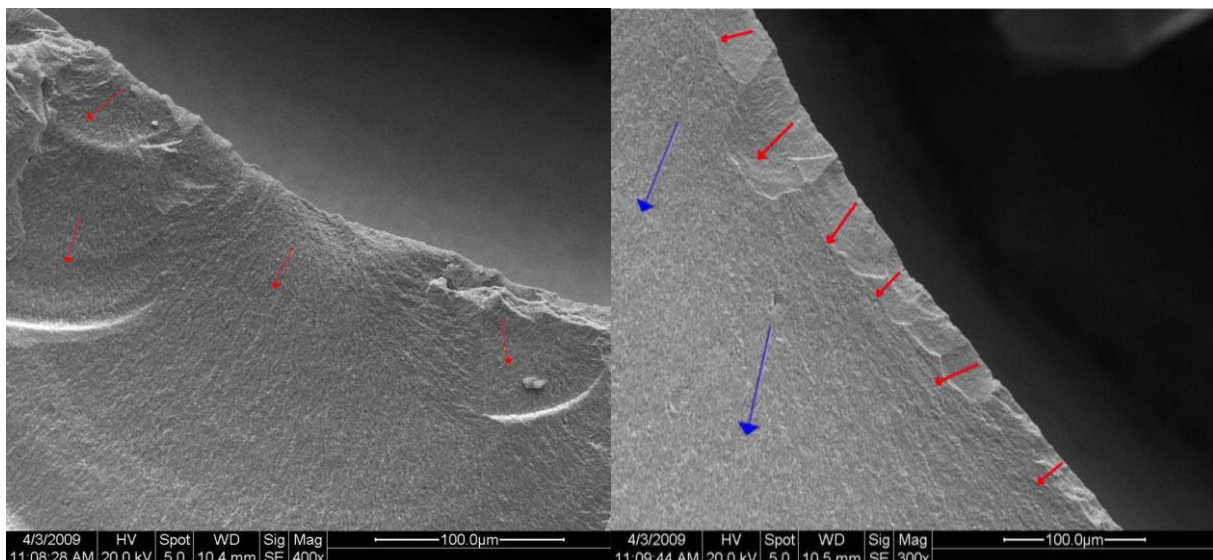


Abbildung 58: Detailaufnahmen des, mit blauem Oval gekennzeichneten Bereiches aus Abbildung 42. Mutmaßlicher Ausgang des Bruches, die roten Pfeile kennzeichnen den Bruchverlauf (oben). Die untere Abbildung zeigt einen Bereich nahe des vermuteten Bruchausganges, der durch die mechanische Alterung vorgeschädigt sein könnte. Hier sind sehr kleine Beschädigungen (rote Pfeile) zu erkennen, die vermutlich vor dem statischen Belastungstest entstanden (weiterer Bruchverlauf: blaue Pfeile).

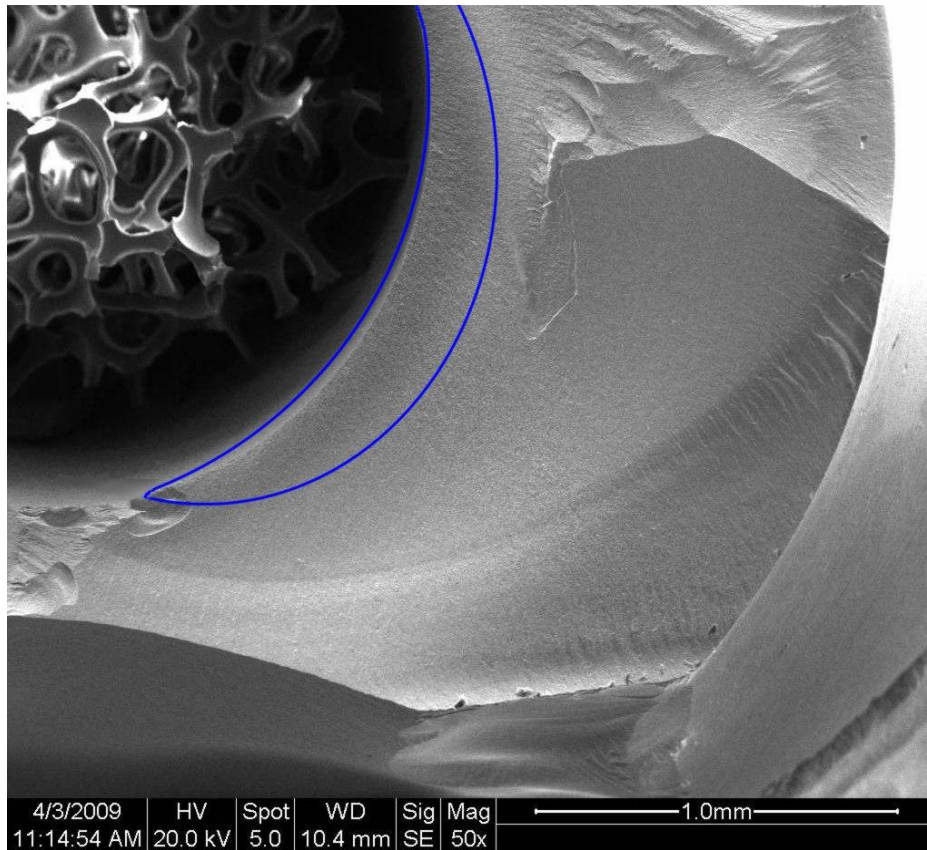


Abbildung 59: Detailaufnahme der Compression curl (blau umzeichnet). Dieses Phänomen stellt sich als eine Art Druckwelle dar, die von innen nach außen verläuft.

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 Grundsätzliche Überlegungen zu In-vitro-Studien

In der Medizin und in der Zahnmedizin werden neue Werkstoffe häufig in Form von In-vitro-Studien geprüft. In der Zahnmedizin ist besonders das Verhalten des Werkstoffes unter den in der Mundhöhle auftretenden Bedingungen von Interesse. Dazu werden die einflussnehmenden Parameter im Studienaufbau möglichst genau simuliert. Aus den Ergebnissen können dann Rückschlüsse in Bezug auf die klinische Eignung und Zuverlässigkeit gezogen werden. Untersuchungen an praxisnah gestalteten Prüfkörpern z.B. in Form von Restaurationen [139] besitzen eine größere Praxisrelevanz als Studien an einfachen Prüfkörpern, an denen werkstoffkundliche Kennwerte ermittelt werden [63, 73, 151, 240]. Durch In-vitro-Untersuchungen wird das Verständnis für Komplikationen, die bei der Verwendung neuer Materialien in der Praxis auftreten, erleichtert, da man den zu untersuchenden Werkstoff bereits in der Geometrie testet, in der er später in vivo eingesetzt werden soll. Es ist jedoch auch darauf zu achten, dass die, bei der klinischen Anwendung auftretenden Verarbeitungsschritte genau reproduziert und die Einflussparameter möglichst konstant gehalten werden.

Um bessere Rückschlüsse auf die Langzeitprognose der zu untersuchenden Materialien in vivo ziehen zu können ist eine Alterungssimulation vorzunehmen. Diese sollte anwendungsbezogen durchgeführt werden und kann z.B. eine Temperaturwechsellast, die den wechselnden Temperaturen in der Mundhöhle nachempfunden ist und eine intermittierende mechanische Belastung, zur Simulation der Kaukräfte kombinieren [148, 170]. Dennoch stellt jede noch so ausgeklügelte In-vitro-Studie nur eine technische Annäherung an die klinische Situation dar, weil die Bedingungen in vivo nicht einheitlich, sondern individuell verschieden sind. So treten innerhalb der Mundhöhle beispielsweise multiple Kraftvektoren auf, die sich im Rahmen einer künstlichen Alterung nur unbefriedigend umsetzen lassen.

6.1.2 Präparation der Abutments und des Pfeilerzahnes 44

In der Literatur werden unterschiedliche Konzepte zur Präparation einer Vollkeramikkrone / -brücke diskutiert. Einige Autoren bevorzugen die Präparation einer Stufe mit abgerundeter Innenkante [106], andere Autoren die ausgeprägte Hohlkehle, die bei tendenziell höheren Bruchfestigkeiten eine höhere Materialsicherheit zeigt [159]. Über das Ausmaß des zirkulären Substanzabtrages gibt es unterschiedliche Meinungen. Diese variieren zwischen 1,0 mm und 1,5 mm, wobei neuere Studien einen zirkulären Substanzabtrag von nur 0,8 mm bei hochfesten Dentalkeramiken als ausreichend betrachten [159]. Die okklusale Reduktion sollte in einem Bereich zwischen 1,5 und 2 mm liegen [32, 106, 162, 175, 184, 201, 232]. Beim Präparationswinkel wird eine ideale Neigung mit einem

Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 3° bis 5° angegeben [106]. Die Retentionshöhe des Stumpfes sollte 4 mm nicht unterschreiten [187].

In der vorliegenden Untersuchung wurden für die zirkuläre Präparation des Pfeilerzahnes 44 und für die zirkuläre Individualisierung der Abutments Finierdiamanten mit einem Konvergenzwinkel $\alpha/2$ von 2° verwendet. Der Substanzabtrag im Sinne einer Hohlkehlpräparation des Pfeilerzahnes 44 betrug zirkulär 1,2 mm. Eine okklusale Reduktion um 2 mm wurde ebenfalls vorgenommen. Diese Form der Präparation wurde gewählt, da sie sowohl eine ausreichende Schichtstärke und somit Bruchfestigkeit der Zirkoniumdioxid-Restauration als auch eine Schonung der Zahnhartsubstanz des Pfeilerzahnes 44 gewährleistete [30]. Um eine möglichst große Standardisierung der Dimensionierung des Substanzabtrages zu gewährleisten, erfolgte die Präparation mit Hilfe eines Parallelfräsgerätes und unter Verwendung von Präparierdiamanten mit zentralem Stift.

Die Präparation der Abutments erfolgte ebenfalls mit Hilfe des Parallelfräsgerätes und unter Verwendung der oben genannten Finierdiamanten unter Wasserkühlung. Alle Abutments mit einem Durchmesser von 4,5 mm wurden okkusal um 1,5 mm gekürzt, was in einer Gesamthöhe von 7,5 mm gemessen ab Implantatschulter resultierte. Dies entspricht der Distanz zwischen bukkaler Präparationsgrenze und bukkaler Höckerspitze des Pfeilerzahnes 44. Die Präparationsgrenze bei der zirkulären Individualisierung der Abutments wurde 1,5 mm oberhalb der Implantatschulter gewählt, was der tiefsten Stelle der bukkalen Präparationsgrenze der unbeschliffenen Abutments entsprach. Hierbei wurde der zentrale Anteil des Abutments nur geringfügig geschwächt. Eine ähnliche Form der Abutment-Individualisierung wurde bereits von *Adatia et al.* [5] beschrieben. Während des kompletten Präpariervorganges wurden Finierdiamanten verwendet, da diese eine gleich bleibende Schleifgeschwindigkeit und glattere Oberflächen ermöglichen [34]. Zudem wird eine mögliche Verstärkung des Abutmentmaterials aufgrund von Umwandlungsverstärkungen an der Oberfläche vermutet [116, 117].

6.1.3 Resiliente Lagerung der CoCrMo-Zähne

Eine erhöhte sowie ungleichmäßige Pfeilerzahnbeweglichkeit wird als nachteiliger Effekt auf die Haltbarkeit von Zahnersatz betrachtet. So zeigten Untersuchungen an vollkeramischen Brücken eine deutliche Abnahme der Bruchfestigkeitswerte bei resilienter Lagerung beider Zähne [79, 100]. Betrachtet man nun die kombinierte Lagerung einer Brücke auf Implantat und Zahn, so wird vermutet, dass es sich dabei um eine Art Extremfall handeln muss, dessen klinische und anatomische Simulation Erkenntnisse über das Auftreten prothetischer Komplikationen liefert. Das direkte Einbetten der Implantate in Kunststoff simuliert die starre Lagerung entsprechend einer ankylotischen Einheilung. Geläufige Verfahren zur Simulation der Beweglichkeit eines natürlichen Zahnes für In-vitro-Studien stellen unterschiedliche Ummantelungen des Wurzelbereiches der Probezähne mit resilienten Materialien dar. Hierzu werden oft orthodontische Gummiringe, Silikone, Kunststoffschläuche oder Polyether Abformmaterialien verwendet [66, 79, 100]. Nach *Rateitschak et al.* [193] beträgt die

Beweglichkeit eines natürlichen, parodontal gesunden Frontzahnes bei einer Belastung von 2 N bis 5 N in orofazialer Richtung etwa 50-100 μm . Eine mittlere Zahnbeweglichkeit von 86 μm bei einer Auslenkkraft von 1,5 N in horizontaler Richtung und 39 μm in axial-intrusiver Richtung wurde von *Niedermeier et al.* [168] an klinisch festen beziehungsweise geringfügig gelockerten Front- und Seitenzähnen ermittelt.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Pfeilerzähne mit Anti-Rutsch-Lack bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze / Präparationsgrenze versehen, was zu einer physiologischen Auslenkbarkeit der Zähne führte [43, 89, 90, 105]. *Kern et al.* [105] fanden heraus, dass bei der Verwendung dieses Materials zur Simulation eines Parodontiums bei einer Krafteinwirkung von 5 N eine Zahnbeweglichkeit von $100 \pm 30 \mu\text{m}$ in horizontaler und $65 \pm 21 \mu\text{m}$ in vertikaler Richtung möglichen waren. Laut *Mühlemann* [164] entsprechen diese Werte der physiologischen Zahnbeweglichkeit im Parodont. Die Charakteristik der Beweglichkeit der Stümpfe mit künstlichem Parodontium ist aber noch in der Weise gegenüber natürlichen Zähnen verändert, dass die initial stärkere Beweglichkeit der Desmodontalfasern nicht simuliert werden kann.

6.1.4 Einbettung der Probenkörper

Das Einbetten der Probenkörper erfolgte in zwei Schritten. Hierzu wurde zunächst eine Hohlform aus Kaltpolymerisat hergestellt, in deren Aussparungen die Proben positioniert und die verbliebenen Freiräume schließlich mit Kaltpolymerisat aufgefüllt wurden. Dieses Verfahren wurde gewählt, um die Schrumpfung des Kunststoffes so gering wie möglich zu halten. Bei der Umwandlung von MMA zu PMMA kommt es zu einer Schrumpfung von ca. 25 Vol.-%. Um dieser Schrumpfung entgegenzuwirken wird der MMA-Flüssigkeit ein Pulver aus PMMA-Perlpolymeren und Co-Polymeren hinzugefügt, so dass die Schrumpfung auf 5-7 Vol.-% herabgesetzt wird [57]. Bei der Verarbeitung von Kunststoffen in der konservierenden Zahnheilkunde wird zur weiteren Verminderung der Schrumpfung die Inkrementtechnik angewendet. Hierbei werden während den einzelnen Schritten nur relativ geringe Mengen an Kunststoff polymerisiert, die aufgrund des geringen Volumens der „Kunststoffportion“ nur geringe Schrumpfungen aufweisen [86]. Um den, aus der Schrumpfung des Kunststoffes resultierenden Spalt zwischen Implantat / CoCrMo-Zahn so gering wie möglich zu halten, wurde ein zweizeitiges Einbetten durchgeführt. Die Kunststoffmenge, die im zweiten Schritt appliziert wurde konnte somit so gering wie möglich gehalten werden, was ebenso in einer Verringerung der Schrumpfung resultierte.

Trotz dieser Vorgehensweise konnte bei einigen Probenkörpern eine Lockerung der Implantate festgestellt werden. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass es infolge der hohen extraaxial applizierten Kräfte zu einer Deformierung des Kunststoffes gekommen ist, was wiederum in einer Lockerung der eingebetteten Implantate resultiert hat.

6.1.5 Herstellung der Brücken

In der vorliegenden Studie wurden die Brückenrestorationen mittels CAD/CAM-Technik des Compartis[®]-Systems (Fa. DeguDent, Hanau-Wolfgang, Deutschland) hergestellt. Bei der verwendeten Keramik handelt es sich um eine hochfeste Strukturkeramik aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2), die mit Yttriumoxid (Y_2O_3) stabilisiert ist [54]. Die Anwendung dieses Systems erlaubte es, für alle Probengruppen Brücken herzustellen, deren Dimensionierungen trotz kleiner Abweichungen (aufgrund der Individualisierung beziehungsweise aufgrund der unterschiedlichen Konfigurationen von Abutments und CoCrMo-Zähnen) ein hohes Maß an Standardisierung aufwiesen.

Bei der Herstellung der Brücken wurde auf eine Verblendung verzichtet. Das Bruchverhalten der Verblendkeramik hätte keinerlei Relevanz, vielmehr hätte ein Abplatzen ebendieser zu einem Abbruch des statischen Bruchversuches oder, bei Fraktur während der Kausimulation zum Ausschluss des Probenkörpers geführt. Daher wurde zunächst in Betracht gezogen, ein Brückengerüst ohne Verblendung herzustellen. Bei dieser Variante wäre jedoch der Angriffspunkt der Belastung nicht entsprechend des gewünschten „worst-case“-Szenarios möglich gewesen. Daher wurden für diese Studie vollanatomische Brücken aus Zirkoniumdioxid hergestellt, die eine Belastung, entsprechend einer klinischen „worst-case“-Situation auf dem bukkalen Dreieckswulst des Brückenzwischengliedes ermöglichten.

6.1.6 Künstliche Alterung

Soll das Langzeitverhalten von Materialien unter den Beanspruchungen in der Mundhöhle abgeschätzt werden, so muss deren Reaktion unter auftretenden Dauerbelastungen geprüft werden. Hierbei sind die physiologischen Anforderungen in der Mundhöhle wie Kaukräfte, Feuchtigkeit und Temperaturwechsel zu berücksichtigen. Diese Faktoren können bei längerer Verweildauer im Mund die Frakturwahrscheinlichkeit einer vollkeramischen Restauration erhöhen [238].

Man unterscheidet bei keramischen Materialien eine Anfangs- und eine Dauerfestigkeit, wobei die Anfangsfestigkeit direkt nach der Herstellung ohne jegliche Alterung gemessen wird. Die Dauerfestigkeit ist jedoch klinisch wesentlich relevanter, da die sich ständig wiederholenden Belastungen beim Kauvorgang zu einer Verminderung der Belastbarkeit führen [72]. Diese Abnahme der Belastbarkeit ist unter anderem von zufällig im Material vorhandenen Rissen und deren Ausbreitung (unterkritisches Risswachstum) abhängig [152].

In der vorliegenden Untersuchung wurde zunächst eine Thermowechselast zwischen 5 °C und 55 °C bei einer jeweiligen Verweildauer von 30 Sekunden vorgenommen. Die verwendeten Parameter entsprechen den in der Literatur etablierten Parameter [118, 141, 170].

Zusätzlich wurde eine mechanische Wechsellast im Kausimulator vorgenommen. Hierbei wurden die Probenkörper mit 1.200.000 Zyklen belastet, was einer künstlichen Alterung von circa 5 Jahren entspricht [208]. Kohal [110] beschrieb in seiner Habilitationsschrift, dass eine Kausimulation von

1,2 Millionen Zyklen unter einer Belastung von 30 N einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit verschiedener Kronen-Implantatsysteme hat. Es konnte dabei eine signifikante Reduktion der Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen um rund 100 N festgestellt werden.

Während der Nahrungszerkleinerung beziehungsweise während des Schluckens können Werte zwischen 20 N und 160 N als physiologisch wahrscheinliche Kräfte angenommen werden [115]. Die maximale Kaukraft wird mit einem mittleren Wert von ca. 300 N angegeben [107, 115]. Klötzer [107] nahm Kaukraftmessungen an Brückenersatz vor und erhielt einen vergleichbar hohen Wert, dem der Zahnersatz ausgesetzt ist und standhalten muss. Eichner [56] schränkte den Bereich der angenommenen Kräfte die auf einen einzelnen Zahn wirken, aufgrund von Messungen mittels Dehnmessstreifen auf 50 N ein. Richter [197] ermittelte ähnliche Werte für dentale Implantate.

In der vorliegenden Studie wurden die Proben mit einer Kraft von 50 N in einem Winkel von 45° zur Zahnachse auf dem bukkalen Dreieckswulst des Brückenzwischenliedes belastet. Diese Art der Belastung wurde im Sinne eines „worst-case“-Szenarios gewählt.

Bezüglich der Belastung der Proben im Kausimulator muss jedoch angemerkt werden, dass in der klinischen Situation die Kaukräfte, im Gegensatz zur Situation in der Probenkammer, beim intraoralen Kauzyklus nicht immer auf demselben Kontaktpunkt auftreffen, sondern eher eine Kontaktfläche der Zahnkrone belastet wird.

Die Belastung im Kausimulator entspricht der klinischen Belastung in der Mundhöhle also nur eingeschränkt.

6.1.7 Statischer Bruchtest

Bei der vorliegenden Studie wurden die Proben unter gleichmäßigem Kraftanstieg von 0,5 mm / min bis zum Bruch belastet, was als Verfahren der Wahl gilt, um die statische Festigkeit der Konstruktion zu prüfen. Die Kenntnis dieser Festigkeit ist eine wichtige Voraussetzung für die Beurteilung des Verhaltens des Materials beim klinischen Einsatz. Gerade bei vollkeramischen Restaurationen ist das totale Versagen in Form einer Fraktur der Restauration eine häufige Ursache für den klinischen Misserfolg.

Die Belastung der Probe erfolgte in einem 45° Winkel zur Zahnachse. Der Kraftangriffspunkt lag dabei auf dem bukkalen Dreieckswulst des Brückenzwischenliedes. Andere Ansätze zur Krafteinleitung beim statischen Bruchversuch für dreigliedrige Seitenzahnbrücken beschreiben eine Belastung senkrecht zur Kaufläche des Brückenzwischenliedes [259] oder eine Krafteinleitung linear über eine Finne quer zur Hauptfissur [100]. Während mit zuletzt genannter Methode eine Beanspruchung genau von der Brückengliedmitte aus zu erzielen ist, entspricht die erstgenannte Variante einer Höcker-Fossa-Beziehung. In der vorliegenden Studie wurde jedoch bewusst ein „worst-case“-Szenario nachempfunden, bei dem die Belastung am Brückenzwischenlied ansetzt. *Lin et al.* [127] zeigten in einer Finite-Element-Studie, dass die Art und die Position der Kraft-

einleitung einen bedeutenden Einfluss auf die in der Brückenkonstruktion und der Implantat-Abutment-Einheit entstehenden Spannungen hat. Eine schräge Belastung resultierte in einer fast dreimal so hohen Spannungsentwicklung in der Implantat-Abutment-Einheit verglichen mit der Spannungsentwicklung bei axialer Belastung. Die Belastung des Brückenzwischengliedes zeigte sowohl bei schräger als auch bei axialer Belastung einen Anstieg der berechenbaren Spannungen mit Werten von bis zu 1335 MPa bei schräger Belastung des Brückenzwischengliedes. Es ist jedoch anzumerken, dass bei genannter Studie bei Belastung des Brückenzwischengliedes auch die angrenzenden Pfeiler mitbelastet wurden. In der vorliegenden Studie wurde die Belastung sowohl während der mechanischen Alterung als auch während des statischen Bruchversuches ausschließlich auf dem Brückenzwischenglied appliziert.

Um die, in In-vitro-Studien ermittelten Werte zur Bruchlast von implantatgetragenen Restaurationen zu beurteilen, ist es notwendig, die in klinischen Situationen auftretenden Kräfte zu bestimmen. So wurden von *Ferrario et al.* [64] Kräfte an Einzelzähnen von männlichen Erwachsenen mit Werten zwischen 250 und 290 N im Bereich des ersten und zweiten Prämolaren angegeben. Bei Patienten mit Parafunktionen wie Bruxismus muss sogar mit noch höheren Werten gerechnet werden [169].

In der vorliegenden Studie wurde während des statischen Bruchversuches eine Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min gewählt. Diese Art der Belastung entspricht weniger der klinischen Situation bei Mastikation („impact type“: stoßartige Belastung). Eine solche, relativ langsame Vorschubgeschwindigkeit tritt jedoch bei Parafunktionen wie zum Beispiel Bruxismus auf.

Um Kraftspitzen infolge punktförmiger Belastungen zu vermeiden und eine gleichmäßige Kraftverteilung zu gewährleisten wurde eine 0,5 mm dicke Polycarbonatfolie zwischen Prüfkörper und Antagonistenstempel gelegt.

Die Bruchfestigkeit wurde in dieser Studie über das Auftreten einer Fraktur im Implantat-Abutment oder der Brückenkonstruktion definiert. Hierzu wurde eine automatische Kraftabschaltswelle bei einem Abfall der Maximalspannung von 30 % gewählt. Es gibt jedoch auch Studien, in denen die Bruchfestigkeit über das Auftreten erster Frakturereignisse definiert wurde [239]. In Bezug auf das Vorliegen eines klinischen Misserfolges mag dieses Vorgehen praxisrelevanter erscheinen, die Ermittlung dieser ersten Ereignisse erweist sich jedoch als schwierig und die Kriterien für das Versuchsende konnten nur ungenau, zum Beispiel als deutlich hörbares Knacken, welches als Frakturgeräusch gewertet wurde, angegeben werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Bruchlast

In der vorliegenden Studie lagen die Mittelwerte aller Gruppen über den oben erwähnten maximalen Kaukräften im Prämolarenbereich. Der niedrigste gemessene Einzelwert betrug 333 N (Gruppe II: Implantat-Implantat + individualisiert + nicht gealtert), der höchste gemessene Einzelwert belief sich auf 1210 N (Gruppe III: Hybridbrücke + nicht gealtert).

Der Einsatz dieser Restaurationen bei Patienten mit Parafunktionen ist dennoch zurückhaltend zu bewerten. Eine Entlastung der Restauration bei dynamischer Okklusion ist als besonders wichtig zu erachten.

Die Individualisierung der Abutments in Form einer Verlagerung der Präparationsgrenze nach apikal resultierte in einer tendenziell verringerten mittleren Bruchlast, die jedoch nicht signifikant war. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den individualisierten und nicht-individualisierten Gruppen, unabhängig davon, ob eine Alterung erfolgt war oder nicht.

Adatia et al. [5] konnten in ihrer Studie ebenfalls keine signifikante Verringerung der Bruchlast nach Präparation nachweisen. Die Präparation der vollkeramischen ZrO₂-Abutments erfolgte in ähnlicher Weise wie es in der vorliegenden Studie praktiziert wurde, es wurde jedoch keine Alterung der Probenkörper vorgenommen. Es ist jedoch anzumerken, dass in dieser Studie keine Versorgung der Abutments mit Restaurationen vorgenommen wurde und die Abutments direkt in einem Winkel von 30° zur Zahnachse belastet wurden. Vergleicht man die mittleren Bruchlasten (Tabelle 14) der nicht individualisierten und der individualisierten Abutments, so kann sogar eine tendenzielle Erhöhung der Bruchlast nach Individualisierung beobachtet werden [5], die in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden konnte.

Wenngleich die Studie von *Adatia et al.* [5] als auch die vorliegende Studie keine signifikante Verringerung der Bruchlast nach Präparation aufweisen, so sind doch beide Studien voneinander zu differenzieren, da die verwendeten Implantat-Systeme unterschiedliche Abutment-Implantat-Verbindungen aufweisen, die zu komplett unterschiedlichen Versagensmustern führen (siehe Abschnitt 6.6.2).

| | Abutment | Supra-konstruktion | Künstliche Alterung | Mittlere Bruchlast |
|---------------------------------|---|--------------------|---------------------|--------------------|
| Adatia et al. (2009) [5] | Nicht individualisiert | Keine | Keine | 429 N |
| | Individualisiert, Hohlkehle 0,5 mm Breite | | | 576 N |
| | Individualisiert, Hohlkehle 1,0 mm Breite | | | 547 N |

Tabelle 14: Ergebnisse der Studie von *Adatia et al.* [5].

Neben dem Ersatz von Einzelzähnen ist die Versorgung mit implantatgetragenen Brücken bei Verlust von Prämolaren oder Molaren eine anerkannte Behandlungsmethode [167, 218]. Bezüglich des Einsatzes von Implantaten in Kombination mit natürlichen Zähnen, im Sinne einer Hybrid-Brücke, gibt es unterschiedliche Meinungen [19, 24, 80, 122, 128]. So zeigten neueste Studien, dass auch zahn-implantatgetragene Versorgungen eine erfolgversprechende Therapiemöglichkeit darstellen [19, 68, 94, 130]. Und dennoch stellen die unterschiedlichen Beweglichkeiten einerseits des osseointegrierten Implantats und andererseits des natürlichen Zahnes mit seinem Parodontium ein Problem hinsichtlich ihres biomechanischen Verhaltens dar [179]. Ein osseointegriertes Implantat ist starr im Knochen verankert und weist eine maximale Intrusionsbeweglichkeit von rund 10 µm auf, wohingegen ein gesundes parodontales Ligament dem natürlichen Zahn eine Intrusionsbeweglichkeit von 25-100 µm ermöglicht [127, 171]. Diese unterschiedliche Beweglichkeit resultiert möglicherweise in einer relativen Mobilität der Suprakonstruktion bei okklusaler Belastung. Während dieser Belastung treten höhere Biegebeanspruchungen, hervorgerufen durch die Diskrepanz zwischen Beweglichkeit von Implantat und Zahn, auf und resultieren in Lockerungen der Abutmentschrauben oder Frakturen der Abutments oder der Suprakonstruktion [127].

In der vorliegenden Studie zeigten die zahn-implantatgetragenen Restaurationen die höchsten Bruchlasten mit durchschnittlichen Werten von 736,25 N (Gruppe III: Hybridbrücke + nicht gealtert) und 720,75 N (Gruppe VI: Hybridbrücke + gealtert). In den zahn-implantatgetragenen Gruppen frakturierten 14 von insgesamt 16 Brücken. Dies konnte bei keinen anderen der untersuchten Gruppen beobachtet werden und gibt Hinweise darauf, dass ein Großteil der applizierten Kräfte in den Bereich des mesialen Konnektors weitergeleitet wurde und möglicherweise zu einer Art Entlastung des Abutments geführt hat. Dies könnte in einer Umverteilung der Krafteinwirkung auf die gesamte Restauration resultiert haben. Bei der Gestaltung von Brückengerüsten für diese Situation sollte dies berücksichtigt werden.

Ein klinisches Versagen von dentalen Restaurationen tritt meist in Folge von Materialermüdung auf [241]. In der vorliegenden Studie wurde deshalb eine Alterung bei 3 Probengruppen, in Form einer thermischen und einer mechanischen Alterung unter Einhaltung der, in der Literatur geläufigen Parameter [90] durchgeführt. Während der mechanischen Alterung und des statischen Bruchversuches wurden die Proben in einem Winkel von 45° zur Zahnachse belastet, was einer „worst-case“-Situation entspricht.

Allgemein konnte eine tendenzielle Verringerung der Bruchlast bei Individualisierung der Abutments und eine Erhöhung der Bruchlast bei zahn-implantatgetragenen Restaurationen ermittelt werden. Diese Beobachtung konnte sowohl bei den gealterten als auch bei den nicht-gealterten Gruppen gemacht

werden, wobei sich ein signifikanter Unterschied nur beim Vergleich der zahn-implantatgetragenen Gruppe und nicht-individualisierten rein implantatgetragenen Gruppe ohne Alterung zeigte.

Für die Erklärung des Anstieges der Frakturlast innerhalb der Gruppe der gealterten nicht-individualisierten implantatgetragenen Restaurationen bedarf es weiterer Untersuchungen.

6.6.2 Bruchmodus

Betrachtet man die Bruchverläufe aller Gruppen, so zeigt sich ein relativ ähnlicher Bruchverlauf bei allen untersuchten Abutments unabhängig davon, ob eine Alterung oder Individualisierung stattgefunden haben oder nicht.

Der Bruchverlauf beginnt vestibulär im Bereich der Implantatschulter und steigt dann nach oral etwas an, um schließlich horizontal zu verlaufen oder etwas stärker ansteigend an der oralen Präparationsgrenze zu enden.

Innerhalb der beiden verwendeten Abutment-Typen (Durchmesser 4,5 mm und 3,8 mm) gab es nur geringfügige Abweichungen im Verlauf der Frakturen.

Bei Betrachtung der Frakturlinien fällt auf, dass sich das Frakturgeschehen meist im Bereich des Abutmentschraubenkopfes abspielt. Die Studie von *Gehrke et al.* [71] zeigte in ihrer FEM- (finite element model) Studie bereits, dass im Bereich des apikalen Drittel der Abutmentschraube bei einer Kraft von 250 N deutliche Spannungsfelder bis zu 800 MPa auftraten. Bei den in der vorliegenden Studie aufgetretenen Kräften von bis zu 1210 N ist mit noch größeren Spannungen in diesem Bereich des Abutments zu rechnen. Bei der Studie von *Butz et al.* [42] zeigten die untersuchten Al₂O₃-Abutments und titanverstärkten ZrO₂-Abutments eine von der Implantatschulter ausgehende und in Höhe des Abutmentschraubenkopfes verlaufende Fraktur.

Vergleicht man die Bruchverläufe, die in der vorliegenden Studie auftraten, mit denen der Studie von *Adatia et al.* [5], so zeigten sich bei zuletzt genannter Studie in allen Fällen Frakturlinien deutlich unterhalb der angelegten Hohlkehle (Abbildung 48). Die Frakturlinien befinden sich somit in einem Bereich, der trotz Materialreduktion im Bereich der Hohlkehle, die geringste Materialstärke aufweist.

In der vorliegenden Studie hingegen konnte bei den individualisierten Abutments in fast allen Fällen ein Bruchverlauf beobachtet werden, der in unmittelbarer Nähe der präparierten Hohlkehle verlief.

Es muss jedoch wiederum beachtet werden, dass die, bei der Studie von *Adatia et al.* [5] und der vorliegenden Studie verwendeten Implantat-Systeme unterschiedliche Abutment-Implantat-Verbindungen aufweisen, was zu unterschiedlichen Bruchmustern führt. So zeigten das von *Adatia et al.* [5] verwendete Astra-Tech[®] Implantat-System mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung ähnliche Bruchverläufe wie das, von *Butz et al.* [42] untersuchte Implantat-System mit externem Hexagon (ZiReal), welches ebenfalls deutlich unterhalb der Präparationsgrenze und in Höhe des Schraubenkopfes gelegene Bruchverläufe aufwies.

Das in der vorliegenden Studie verwendete CERCON[®]-Abutment hingegen weist ein internes Hexagon als Implantat-Abutment-Verbindung auf. Zwar zeigte die Studie von *Gehrke et al.* [71] mit CERCON[®]-Abutments, dass bei einer Kraft von 250 N deutliche Spannungsfelder apikal des Abutment-Schraubenkopfes auftraten, jedoch scheint eine Individualisierung im Sinne eines zirkulären Substanzabtrages die potentielle Frakturstelle zu verlagern. Es muss somit in Betracht gezogen werden, dass die Individualisierung der Abutments Einfluss auf den Bruchmodus und gegebenenfalls die Dauerfestigkeit nimmt.

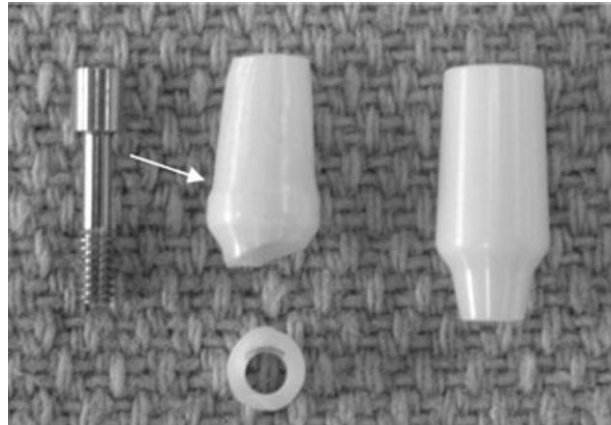


Abbildung 60: Typischer Bruchverlauf am Abutment mit 0,5 mm breiter Hohlkehle (Pfeil). Die Fraktur verläuft unterhalb der präparierten Hohlkehle, im Bereich der geringsten Materialstärke. (Abbildung aus [5]).

Aufgrund des geringeren Durchmessers wäre ein häufigeres Frakturieren der Abutments mit 3,8 mm Durchmesser zu erwarten gewesen, besonders im Fall der individualisierten Abutments. Dennoch kam es bei den scheinbar solideren Abutments mit einem Durchmesser von 4,5 mm zu häufigeren Frakturen.

Insgesamt konnte eine Lockerung von 15 Implantaten nach der künstlichen Alterung im Sockel festgestellt werden, wobei es sich um 8 Implantate mit einem Durchmesser von 4,5 mm und um 7 Implantate mit einem Durchmesser von 3,8 mm handelte. Um eine immer gleich bleibende Qualität des Kunststoffes zu gewährleisten, wurde dieser streng nach Angaben des Herstellers angerührt und verarbeitet. Dennoch scheint es aufgrund der mechanischen Wechsellast zu einer leichten Spaltbildung zwischen Kunststoff und Implantat gekommen sein, die in einer Lockerung der Implantate resultierte.

6.7. Schlussfolgerungen

Folgendes kann im Zuge dieser In-vitro-Untersuchung festgehalten werden:

- 1.) Die künstliche Alterung in dieser Studie zeigte keinen schwächenden Effekt auf die Bruchlast der rein implantatgetragenen beziehungsweise zahn-implantatgetragenen Restaurationen unter Verwendung von ZrO₂-Abutments.
- 2.) Die zirkuläre Präparation der ZrO₂-Abutments resultierte in einer tendenziellen, aber statistisch nicht signifikanten Verringerung der Bruchlast der rein implantatgetragenen Brücken.
- 3.) Zahn-implantatgetragene Brücken zeigten im Vergleich mit den rein implantatgetragenen Restaurationen eine erhöhte Bruchlast mit Frakturen im Bereich des mesialen Konnektors der Brücke. Somit können zahn-implantatgetragene Restaurationen hinsichtlich der Bruchlast als positiv gewertet werden.
- 4.) Die gemessenen Bruchlasten der rein implantatgetragenen und zahn-implantatgetragenen, auf ZrO₂-Abutments zementierten Restaurationen erreichten Werte, die den durchschnittlichen Kaukräften im Bereich der Prämolaren entsprechen. Dennoch ist von einer Belastung durch dynamische Okklusion abzusehen, besonders bei Patienten mit Parafunktionen wie Bruxismus, da die dort erreichten Kraftspitzen die, in dieser Studie simulierten durchschnittlichen Werte deutlich überschreiten.

7. Literaturverzeichnis

1. Abrahamsson, I., et al., *The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs.* J Clin Periodontol, 1998. **25**(9): p. 721-7.
2. Abrahamsson, I., T. Berglundh, and J. Lindhe, *The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs.* J Clin Periodontol, 1997. **24**(8): p. 568-72.
3. Abrahamsson, I., et al., *The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog.* Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(3): p. 212-9.
4. Abrahamsson, I. and G. Cardaropoli, *Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold.* Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(3): p. 269-74.
5. Adatia, N.D., et al., *Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments.* J Prosthodont, 2009. **18**(1): p. 17-22.
6. Akagawa, Y., et al., *Correlation between clinical and histological evaluations of the peri-implant gingiva around the single-crystal sapphire endosseous implant.* J Oral Rehabil, 1989. **16**(6): p. 581-7.
7. Albrektsson, T., et al., *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.* Acta Orthop Scand, 1981. **52**(2): p. 155-70.
8. Albrektsson, T., et al., *The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1986. **1**(1): p. 11-25.
9. Andersson, B., et al., *Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study.* Int J Prosthodont, 2003. **16**(6): p. 640-6.
10. Andersson, B., et al., *Five-year prospective study of prosthodontic and surgical single-tooth implant treatment in general practices and at a specialist clinic.* Int J Prosthodont, 1998. **11**(4): p. 351-5.
11. Andersson, B., et al., *Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study.* Int J Prosthodont, 1999. **12**(4): p. 318-24.
12. Andersson, B., et al., *Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study.* Int J Prosthodont, 2001. **14**(5): p. 432-8.
13. Anselme, K., et al., *The relative influence of the topography and chemistry of TiAl6V4 surfaces on osteoblastic cell behaviour.* Biomaterials, 2000. **21**(15): p. 1567-77.
14. Apholt, W., Bindl, A., Lüthy, H., Mörmann, W. H., *Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In Ceram-Alumina and In Ceram-Zirconia bars.* Dent Mater, 2001. **17**: p. 260-267.
15. Aramouni, P., et al., *Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments.* J Contemp Dent Pract, 2008. **9**(7): p. 41-8.
16. Arvidson, K., H. Bystedt, and I. Ericsson, *Histometric and ultrastructural studies of tissues surrounding Astra dental implants in dogs.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1990. **5**(2): p. 127-34.
17. Arvidson, K., et al., *Histological characteristics of peri-implant mucosa around Branemark and single-crystal sapphire implants.* Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(1): p. 1-10.
18. Arvidson, K., et al., *In vitro and in vivo experimental studies on single crystal sapphire dental implants.* Clin Oral Implants Res, 1991. **2**(2): p. 47-55.
19. Astrand, P., et al., *Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(3): p. 305-12.
20. Att, W., M. Grigoriadou, and J.R. Strub, *ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator.* J Oral Rehabil, 2007. **34**(4): p. 282-90.
21. Bachle, M. and R.J. Kohal, *A systematic review of the influence of different titanium surfaces on proliferation, differentiation and protein synthesis of osteoblast-like MG63 cells.* Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(6): p. 683-92.
22. Bahat, O., *Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(5): p. 646-53.
23. Barboza, E.P., A.L. Caula, and W.R. Carvalho, *Crestal bone loss around submerged and exposed unloaded dental implants: a radiographic and microbiological descriptive study.* Implant Dent, 2002. **11**(2): p. 162-9.

24. Becker, C.M., Kaiser, D.A. & Jones, J.D. , *Guidelines for splinting implants* Journal of Prosthetic Dentistry 2000. **84**: p. 210-214.
25. Becker, W. and B.E. Becker, *Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study.* J Prosthet Dent, 1995. **74**(1): p. 51-5.
26. Behneke, N., Behneke, A. , *Implantatverankerter festsitzender Zahnersatz.* In: *Praxis der Zahnheilkunde. Bd 5: Kronen- und Brückenprothetik* Urban und Fischer, München 1999.
27. Berglundh, T., et al., *The soft tissue barrier at implants and teeth.* Clin Oral Implants Res, 1991. **2**(2): p. 81-90.
28. Berglundh, T., et al., *The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog.* J Clin Periodontol, 1994. **21**(3): p. 189-93.
29. Berglundh, T., et al., *Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog.* Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(1): p. 1-8.
30. Beuer, F., et al., *Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings.* Dent Mater J, 2008. **27**(3): p. 362-7.
31. Bianco, P.D., P. Ducheyne, and J.M. Cuckler, *Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear.* J Biomed Mater Res, 1996. **31**(2): p. 227-34.
32. Bieniek, K.W., Spiekermann, H., *Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung.* Quintessenz, 1993. **44**: p. 529-542; 689-697.
33. Bindl, A. and W.H. Mormann, *An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns.* Int J Prosthodont, 2002. **15**(5): p. 451-6.
34. Blue, D.S., Griggs, J. A., Woody, R. D., Miller, B. H., *Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments.* J Prosthet Dent, 2003. **90**: p. 247-254.
35. Borghetti, P., et al., *Adaptive response of osteoblasts grown on a titanium surface: morphology, cell proliferation and stress protein synthesis.* Vet Res Commun, 2005. **29 Suppl 2**: p. 221-4.
36. Bragger, U., et al., *Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study.* Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(3): p. 326-34.
37. Brånemark, P.I., et al., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.* Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977. **16**: p. 1-132.
38. Brånemark, P.I., Zarb, G. A., Albrektsson, T. H., *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry.* Quintessenz, Chicago, 1985.
39. Brodbeck, U., *The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment.* J Esthet Restor Dent, 2003. **15**(1): p. 10-23; discussion 24.
40. Buser, D., et al., *Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs.* J Periodontol, 1992. **63**(3): p. 225-35.
41. Butz, F., et al., *Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation.* J Oral Rehabil, 2005. **32**(11): p. 838-43.
42. Butz, F., Heydecke, G., Okutan, M. & Strub, J.R. , *Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation* Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**: p. 838-843.
43. Butz, F., Lenon, A., Heydecke, G., Strub, J. , *Survival rate and fracture strenght of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post and core systems. An in vitro study* Int J Prosthodont, 2001. **14**: p. 58-64.
44. Canullo, L., *Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations.* Int J Prosthodont, 2007. **20**(5): p. 489-93.
45. Canullo, L., P. Morgia, and F. Marinotti, *Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments.* Int J Prosthodont, 2007. **20**(5): p. 486-8.
46. Chehroudi, B., et al., *Computer-assisted three-dimensional reconstruction of epithelial cells attached to percutaneous implants.* J Biomed Mater Res, 1995. **29**(3): p. 371-9.
47. Cho, H.W., et al., *A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns.* Int J Prosthodont, 2002. **15**(1): p. 9-13.
48. Chong, K.H., et al., *Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials.* Int J Prosthodont, 2002. **15**(2): p. 183-8.
49. Cochran, D., *Implant therapy I.* Ann Periodontol, 1996. **1**(1): p. 707-91.

50. Cochran, D.L., et al., *Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible.* J Periodontol, 1997. **68**(2): p. 186-98.
51. Creugers, N.H., et al., *A systematic review of single-tooth restorations supported by implants.* J Dent, 2000. **28**(4): p. 209-17.
52. Davies, J.E., *Mechanisms of endosseous integration.* Int J Prosthodont, 1998. **11**(5): p. 391-401.
53. Degidi, M., et al., *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, 2006. **77**(1): p. 73-80.
54. DeguDent, *Gebrauchsanweisung: Cercon smart ceramics – das Zirkonoxid Vollkeramiksystem.*
55. Deligianni, D.D., et al., *Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption.* Biomaterials, 2001. **22**(11): p. 1241-51.
56. Eichner, K., *Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen* Dtsch Zahnärztl Z 1963. **18**: p. 915-924.
57. Eichner, K., Kappert, H. F., *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.* Hüthig Verlag, Heidelberg, 1996.
58. Eichner, K., Voss, R., *Der Kronenrand.* Dtsch Zahnärztl Z, 1971. **26**: p. 742-757.
59. Ericsson, I., et al., *Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog.* Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(3): p. 99-103.
60. Ericsson, I., Lekholm, U., Branemark, P.-I., Lindhe, J., Glantz, P.-O., Nyman, S. , *A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants* J Clin Periodontol 1986. **13**: p. 307-312.
61. Ericsson, I., et al., *Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study.* Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(5): p. 422-6.
62. Fartash, B., K. Arvidson, and I. Ericsson, *Histology of tissues surrounding single crystal sapphire endosseous dental implants: an experimental study in the beagle dog.* Clin Oral Implants Res, 1990. **1**(1): p. 13-21.
63. Fäßler, P., *Untersuchungen zur Bruch- und Dauerfestigkeit der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram.* Dissertation, Universität Tübingen, 1998.
64. Ferrario, V.F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., Tartaglia, G.M. , *Single tooth bite forces in healthy young adults* Journal of Oral Rehabilitation, 2004. **31**: p. 18-22.
65. Fick, K., *Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel.* Zahnmedizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2003.
66. Filser, F., Lüthy, H., Kocher, P., Schäfer, P., Gauckler, L. J., *Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.* Quintessenz Zahntech 2002. **28**: p. 48-60.
67. Fritz, M.E., *Implant therapy II.* Ann Periodontol, 1996. **1**(1): p. 796-815.
68. Fugazzotto, P.A., Kirsch, A., Ackermann, K.L. & Neuendorff, G. , *Implant/toothconnected restorations utilizing screw-fixed attachments: A survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years* International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1999. **14**: p. 819-823.
69. Gängler, P., Arnold, W. H., *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie.* Georg Thieme Verlag, 2005.
70. Garine, W.N., et al., *Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(6): p. 928-38.
71. Gehrke, P., et al., *Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening.* Quintessence Int, 2006. **37**(1): p. 19-26.
72. Geis-Gerstorfer, J., Fäßler, P., *Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram.* Dtsch Zahnärztl Z, 1999. **54**: p. 692-694.
73. Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P. , *Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram.* Dtsch Zahnärztl Z 1992. **47**: p. 616.

74. Geist-Jacobi, G.P., *Geschichte der Zahnheilkunde*. Verlag von Franz Pietzcker, Tübingen, 1896.
75. Glauser, R., et al., *Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study*. Int J Prosthodont, 2004. **17**(3): p. 285-90.
76. Gotfredsen, K., *A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech implant: a pilot study*. Clin Implant Dent Relat Res, 2004. **6**(1): p. 1-8.
77. Gould, T.R., D.M. Brunette, and L. Westbury, *The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro*. J Periodontal Res, 1981. **16**(6): p. 611-6.
78. Gould, T.R., L. Westbury, and D.M. Brunette, *Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo*. J Prosthet Dent, 1984. **52**(3): p. 418-20.
79. Grebe, G., *In-vitro Biegefestigkeit von vollkeramischen im Vergleich zu metallkeramischen Seitenzahnbrücken unter besonderer Berücksichtigung der Lagerungsart* Dissertation, FU Berlin 1993.
80. Gross, M., Laufer, B.-Z. , *Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies* J Oral Rehabil 1997. **24**: p. 863-870
81. Gunne, J., et al., *Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report*. Int J Prosthodont, 1999. **12**(3): p. 216-21.
82. Gunne, J., Rangert, B., Glantz, P.-O., Svensson, A. , *Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular protheses opposing complete dentures: An in vivo study*. Int J Oral Maxillofac Implants 1997. **12**: p. 335-341.
83. Haas, R., et al., *A long-term follow-up of 76 Branemark single-tooth implants*. Clin Oral Implants Res, 2002. **13**(1): p. 38-43.
84. Hashimoto, M., et al., *Single-crystal sapphire endosseous dental implant loaded with functional stress--clinical and histological evaluation of peri-implant tissues*. J Oral Rehabil, 1988. **15**(1): p. 65-76.
85. Hashimoto, M., et al., *Ultrastructure of the peri-implant junctional epithelium on single-crystal sapphire endosseous dental implant loaded with functional stress*. J Oral Rehabil, 1989. **16**(3): p. 261-70.
86. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, Th. , *Einführung in die Zahnerhaltung*. 2. Aufl. . Urban & Fischer, München, Jena, 1999.
87. Henriksson, K. and T. Jemt, *Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(6): p. 626-30.
88. Henry, P.J., et al., *Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(4): p. 450-5.
89. Heydecke, G., Butz, F., Strub, J. , *Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne* Dtsch Zahnärztl Z, 1999. **54**: p. 637-640.
90. Heydecke, G., Peters, M. , *The restoration of endodontically treated, singlerooted teeth with cast or direct postst and cores: A systematic review*. J Prosthet Dent, 2002. **87**: p. 380-386.
91. Hickel, R., Kunzelmann, K.-H., *Keramikinlays und Veneers*. Hanser Verlag, München, 1997.
92. Hormia, M. and M. Kononen, *Immunolocalization of fibronectin and vitronectin receptors in human gingival fibroblasts spreading on titanium surfaces*. J Periodontal Res, 1994. **29**(2): p. 146-52.
93. Hormia, M., et al., *Immunolocalization of proteins specific for adhaerens junctions in human gingival epithelial cells grown on differently processed titanium surfaces*. J Periodontal Res, 1991. **26**(6): p. 491-7.
94. Hosny, M., Duyck, J., van Steenberghe, D. & Naert, I. , *Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial protheses: Up to 14- year follow-up study* International Journal of Prosthodontics 2000. **13**: p. 340-346.
95. Howell, A.H., Manly, R. S., *An electronic strain gauge for measuring oral forces*. J Dent Res, 1948. **27**: p. 705-712.
96. James, R.A. and R.L. Schultz, *Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants--a preliminary report*. Oral Implantol, 1974. **4**(3): p. 294-302.

97. Jemt, T. and P. Pettersson, *A 3-year follow-up study on single implant treatment*. J Dent, 1993. **21**(4): p. 203-8.
98. Jung, R.E., et al., *A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(2): p. 119-30.
99. Kappert, H.F., *Vollkeramischer Zahnersatz*. In: *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Carl Hanser Verlag. München, Wien., 1998: p. 349-363.
100. Kappert, H.F., Knodem H., Schultheissm R. , *Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel* Dtsch Zahnärztl Z 1991. **46**: p. 129.
101. Kappert, H.F., Krahe, M., *Keramiken - eine Übersicht*. Quintessence Zahntech 27, 2001: p. 668-704.
102. Karl, M., Wichmann, M. G., Graef, F., Heckmann, S. M. , *Brückenspannweite und Befestigungsart als Determinanten der Spannungsentwicklung implantatgetragener Brücken* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2004. **59**: p. 316-321.
103. Kasemo, B., Lausmaa, J., *Biomaterials and interfaces*. In: *Osseointegration in oral rehabilitation*. Quintessence, London, 1993: p. 63-75.
104. Kawahara, H., et al., *Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants. Report I. In vitro study on the epithelialization mechanism around the dental implant*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1998. **13**(4): p. 457-64.
105. Kern, M., Douglas, W., Fetching, T., Strub, J., DeLong, R., *Fracture strenght of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment* J Dent, 1993. **21**: p. 117-121.
106. Kern, M., Pröbster, L., *Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen*. Dental-Praxis, 2002. **14**: p. 269-276.
107. Klötzer, W., *Über die elastische Deformation der Brückenzwischenmitglieder* Zahnärztl Welt/Reform, 1960. **69**: p. 13.
108. Koeck, B., *Die Versorgung der einseitig verkürzten Zahnreihe. Grundsätzliche Überlegungen*. Dtsch Zahnärztl Z 1985. **40**: p. 1049-1052
109. Koeck, B., *Indikation, Kontraindikation und Differentialindikation aus prothetischer Sicht*. In: *Praxis der Zahnheilkunde. Bd. 13: Implantologie*. Urban und Schwarzenberg, München, 1996.
110. Kohal, R.J., *Tierexperimentelle, materialkundliche und klinische Untersuchungen eines neuen dentalen Sofortimplantatsystems. Das ReImplant®-System* Habilitationsschrift, Med. Fak. Freiburg, 2001.
111. Kohal, R.J., et al., *Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update*. Periodontol 2000, 2008. **47**: p. 224-43.
112. Kohal, R.J., et al., *Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment*. J Periodontol, 2004. **75**(9): p. 1262-8.
113. Kolbeck, C., et al., *Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(10): p. 1049-53.
114. Kononen, M., et al., *Effect of surface processing on the attachment, orientation, and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium*. J Biomed Mater Res, 1992. **26**(10): p. 1325-41.
115. Körber, K.H., Ludwig, K., *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen*. Dent Lab, 1983. **31**: p. 55-60.
116. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L., *The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic*. Dent Mater, 1999. **15**: p. 426-433.
117. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L., *Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics*. J Biomed Mater Res, 2000. **53**: p. 304-313.
118. Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M. , *In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme* Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990. **100**: p. 953.
119. Kurbart, A., Reichel, K., *Cerec inLab - State of the art*. Quintessenz Zahntech, 2001. **27**: p. 1056-1074.
120. Lator, P.A., et al., *Sensitivity to titanium. A cause of implant failure?* J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(1): p. 25-8.

121. Lässig, H.E., *Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte*. Du Mont Verlag, Köln, 1983.
122. Laufer, B.-Z., Gross, M., *Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: Principles and applications*. J Oral Rehabil, 1998. **25**: p. 69-80.
123. Lehmann, K.M., *Implantathilfsteile*. In: *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Carl Hanser Verlag. München, Wien., 1998: p. 288-290.
124. Lekholm, U., et al., *The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges. A microbiological and histological study*. J Clin Periodontol, 1986. **13**(6): p. 558-62.
125. Lekholm, U., et al., *Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(5): p. 639-45.
126. Liljenberg, B., et al., *Composition of plaque-associated lesions in the gingiva and the peri-implant mucosa in partially edentulous subjects*. J Clin Periodontol, 1997. **24**(2): p. 119-23.
127. Lin, C.L., J.C. Wang, and W.J. Chang, *Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(1): p. 107-17.
128. Lin, C.L.W., J.C. , *Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces* International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2003. **18**: p. 331-340.
129. Lincks, J., et al., *Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition*. Biomaterials, 1998. **19**(23): p. 2219-32.
130. Lindh, T., Back, T., Nystrom, E. & Gunne, J. , *Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: A 2-year report* Clinical Oral Implants Research 2001. **12**: p. 441-449.
131. Lindh, T., et al., *A meta-analysis of implants in partial edentulism*. Clin Oral Implants Res, 1998. **9**(2): p. 80-90.
132. Lindhe, J. and T. Berglundh, *The interface between the mucosa and the implant*. Periodontol 2000, 1998. **17**: p. 47-54.
133. Lindhe, J., et al., *Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog*. Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(1): p. 9-16.
134. Lindhe J., L.N.P., Karring T., *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Munksgaard, Denmark, 1997.
135. Linkevicius, T. and P. Apse, *Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(3): p. 449-56.
136. Listgarten, M.A., *Soft and hard tissue response to endosseous dental implants*. Anat Rec, 1996. **245**(2): p. 410-25.
137. Listgarten, M.A. and C.H. Lai, *Ultrastructure of the intact interface between an endosseous epoxy resin dental implant and the host tissues*. J Biol Buccale, 1975. **3**(1): p. 13-28.
138. Listgarten, M.A., et al., *Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants* Clin Oral Implants Res, 1991. **2**(3): p. 1-19.
139. Ludwig, K., Kubick, S. , *Vergleichende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von vollkeramischen Frontzahnbrücken*. Dtsch Zahnärztl Z 1999. **54**: p. 711.
140. Ludwig, P., *Die Kraftentwicklung der Kaumuskulatur*. Dtsch Zahnärztl Z, 1975. **30**: p. 797-802.
141. Lüthy, H., Loeffel, O., Hammerle, C.H.F. , *Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic* Dent mat 2006. **22**: p. 195.
142. Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J. P., Lenz, E, *Kronen aus Hochleistungskeramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1998. **53**: p. 280-285.
143. Luthardt, R., Musil, R. , *CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1997. **52**: p. 380-384.
144. Luthardt, R., Spiekermann, J., Böning, K., Walter, M., *Therapie der verkürzten Zahnreihe. Eine systematische Literaturübersicht*. Dtsch Zahnärztl Z 2000. **55**: p. 592-608
145. Mackenzie, I.C. and M.W. Hill, *Connective tissue influences on patterns of epithelial architecture and keratinization in skin and oral mucosa of the adult mouse*. Cell Tissue Res, 1984. **235**(3): p. 551-9.

146. Mackenzie, I.C. and M.S. Tonetti, *Formation of normal gingival epithelial phenotypes around osseo-integrated oral implants in humans*. J Periodontol, 1995. **66**(11): p. 933-43.
147. Maeda, Y., T. Satoh, and M. Sogo, *In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication*. J Oral Rehabil, 2006. **33**(1): p. 75-8.
148. Mannocci, F., Ferrari, M., Watson, T.F. , *Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts*. J Adhes Dent 1999. **1**: p. 153-158.
149. Marc, S., *Vita In-Ceram® Alumina, Verarbeitungsanleitung*. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, 2002.
150. Marinello, C.P., et al., *Resolution of ligature-induced peri-implantitis lesions in the dog*. J Clin Periodontol, 1995. **22**(6): p. 475-9.
151. Marx, R., Fischer, H., Weber, M., Jungwirth, F. , *Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien* Dtsch Zahnärztl Z 2001. **56**: p. 90.
152. Marx, R., Jungwirth, F., Walter, P.O. , *Ist unterkritisches Risswachstum in vollkeramischen Restaurationen vermeidbar und somit quasi-metallisches Festigkeitsverhalten möglich?* . Dtsch Zahnärztl Z, 2005. **69**: p. 258.
153. Massimiliano, G., Mohammad, A., Swain, M. V., Ironside, J. , *Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia*. Int J Prosthodont 2002. **15**: p. 339-346.
154. Matsuo, M., et al., *Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs*. J Periodontol, 1999. **70**(11): p. 1330-8.
155. McKinney, R.V., Jr., D.E. Stefflik, and D.L. Koth, *Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. A transmission electron microscopic study*. J Periodontol, 1985. **56**(10): p. 579-91.
156. McKinney, R.V., Jr., D.E. Stefflik, and D.L. Koth, *The epithelium dental implant interface*. J Oral Implantol, 1988. **13**(4): p. 622-41.
157. McLean, J.W., *Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik*. Quintessence Verlag, Berlin, 1978.
158. Mehl, A., *Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker*. Quintessenz 2001. **5**: p. 1-6.
159. Meier, M., Fischer, H., Richter, E.-J., Maier, H.R., Spiekermann, H. , *Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen*. Dtsch Zahnärztl Z 1995. **50**: p. 295-299.
160. Misch, C.E., et al., *A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading*. J Oral Implantol, 1999. **25**(3): p. 185-97.
161. Moon, I.S., et al., *The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog*. J Clin Periodontol, 1999. **26**(10): p. 658-63.
162. Mörmann, W.H., Bindl, A., Lüthy, H., Rathke, A. , *Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns*. Int J Prosthodont 1998. **11**: p. 333-339.
163. Mühlbradt, L., Ulrich, R., Möhlmann, H., Schmid, H., *Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation*. Int J Oral Maxillofac Implants 1989. **4**: p. 125-130
164. Mühlemann, H., *Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit* Schweiz Monatsschr Zahn, 1951. **61**: p. 1-67.
165. Mustafa, K., et al., *Influence of modifying and veneering the surface of ceramic abutments on cellular attachment and proliferation*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(11): p. 1178-87.
166. Ney, T., Mühlbradt, L., *Das Intrusionsverhalten implantat- und zahngestützter Brückenkonstruktionen* Dtsch Zahnärztl Z 1987. **42**: p. 944-948.
167. Nickenig, H.J., C. Schafer, and H. Spiekermann, *Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(5): p. 506-11.
168. Niedermeier, W., *Die Desmodontometrie - ein neues Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit III. Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit*. Dtsch Zahnärztl Z 1988. **43**: p. 173.

169. Nishigawa, K., Bando, E. & Nakano, M. , *Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism* Journal of Oral Rehabilitation 2001. **28**: p. 485-491.
170. Nothdurft, F.P., *Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten* Zahnmedizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München 2000.
171. Nyman, S.R.L., N.P. , *Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth* Periodontology 2000 1994. **4**: p. 15-22.
172. Okutan, M., *Überlebensrate, Frakturfestigkeit und Frakturmodus von keramischen Implantatpfosten nach Kausimulation*. Zahnmedizinische Dissertation, Universität Freiburg, 2003.
173. Olsson, M., et al., *Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study*. Clin Oral Implants Res, 1995. **6**(2): p. 114-21.
174. Osborn, J.F., *Biomaterials and their application to implantation*. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd, 1979. **89**(11): p. 1138-9.
175. Ottl, P., Lauer, H.-C. , *Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen* Quintessenz 1996. **47**: p. 623-640.
176. Pae, A., et al., *Attachment and growth behaviour of human gingival fibroblasts on titanium and zirconia ceramic surfaces*. Biomed Mater, 2009. **4**(2): p. 25005.
177. Palacci, P., Ericsson, I., Engstrad, P., Rangert, B., *Optimal implant positioning & soft tissue management for Brånemark System*. Quintessenz, Chicago, 1995.
178. Parein, A.M., et al., *Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study*. J Prosthet Dent, 1997. **78**(1): p. 34-42.
179. Pesun, I.J., *Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: A review of the theories* Journal of Prosthodontics 1997. **6**: p. 268-277.
180. Piattelli, A., et al., *A histologic study of nonsubmerged titanium plasma-sprayed screw implants retrieved from a patient: a case report*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1996. **16**(2): p. 138-47.
181. Piattelli, A., et al., *Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: a case report*. J Periodontol, 1997. **68**(7): p. 694-700.
182. Piconi, C., et al., *Y-TZP ceramics for artificial joint replacements*. Biomaterials, 1998. **19**(16): p. 1489-94.
183. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
184. Pospiech, P., *Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken*. dental-praxis, 2002. **9/10**: p. 255-257
185. Prestipino, V. and A. Ingber, *Esthetic high-strength implant abutments. Part I*. J Esthet Dent, 1993. **5**(1): p. 29-36.
186. Prestipino, V. and A. Ingber, *All-ceramic implant abutments: esthetic indications*. J Esthet Dent, 1996. **8**(6): p. 255-62.
187. Pröbster, L., *Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?* Wissenschaftlicher Stellungnahme DGZMK, 1999.
188. Raisanen, L., et al., *Expression of cell adhesion complexes in epithelial cells seeded on biomaterial surfaces*. J Biomed Mater Res, 2000. **49**(1): p. 79-87.
189. Rangert, B., *Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich* Phillip J 1995. **12**: p. 277-282.
190. Rangert, B., Eng, M., Gunne, J., Sullivan, D. Y. , *Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study* Int J Oral Maxillofac Implants 1991. **6**: p. 177-186.
191. Rangert, B., Gunne, J., Glantz, P.-O., Svensson, A., *Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study* Clin Oral Impl Res, 1995. **6**: p. 40-46.

192. Rasperini, G., et al., *In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: a comparative microbiological and SEM analysis*. Clin Oral Implants Res, 1998. **9**(6): p. 357-64.
193. Rateischak, K.H., *Farbatlanten der Zahnmedizin. Bd. 1: Parodontologie* Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1989.
194. Rech, H., *Keramische Prothetik*. Meusser Verlag, Berlin, 2002.
195. Reiss, B., Kern, M., Kunzelmann, K. H., Pospiech, P., Mehl, A., Frankenberger, R., Wiedhahn, W., *Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen*. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde, 2006. **2. Auflage**.
196. Reuling, N., Siebert, G. K., *Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung*. Dent Lab, 1989. **37**: p. 67-71.
197. Richter, E.-J., *Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen* Zahnmed. Habilschr., Aachen 1992.
198. Richter, E.-J., *In vivo horizontal bending moments on implants* Int J Oral Maxillofac Implants 1998. **13**: p. 232-244.
199. Richter, E.-J., Jovanovic, S. A., Spiekermann, H., *Rein implantatgetragene Brücken - eine Alternative zur Verbundbrücke?* . Z Zahnärztl Implantol 1990. **6**: p. 137-144.
200. Rimondini, L., et al., *Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(6): p. 793-8.
201. Rinke, S., Zenatschke, R. , *Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestaurationen auf Zirkonoxidbasis*. Quintessenz 2001. **52**: p. 1151-1159.
202. Romanos, G.E. and G.H. Nentwig, *Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(6): p. 831-6.
203. Romanos, G.E., et al., *Health human periodontal versus peri-implant gingival tissues: an immunohistochemical differentiation of the extracellular matrix*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(6): p. 750-8.
204. Romeo, E., et al., *Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(2): p. 247-59.
205. Ruggeri, A., et al., *Supracrestal circular collagen fiber network around osseointegrated nonsubmerged titanium implants*. Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(4): p. 169-75.
206. Sader, M.S., et al., *Effect of three distinct treatments of titanium surface on osteoblast attachment, proliferation, and differentiation*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(6): p. 667-75.
207. Sailer, I., et al., *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, 2009. **20**(3): p. 219-25.
208. Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R. , *The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation* Dent Mater 1986. **2**: p. 235-240.
209. Sanz, M., et al., *Characterization of the subgingival microbial flora around endosteal sapphire dental implants in partially edentulous patients*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1990. **5**(3): p. 247-53.
210. Scarano, A., et al., *Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study*. J Periodontol, 2004. **75**(2): p. 292-6.
211. Scheller, H., Borchers, L., Neukam, F. W. , *Fünffährige Erfahrung mit implantatgetragendem Einzelzahnersatz* Z Zahnärztl Implantol 1993. **9**: p. 152-155.
212. Scheller, H., et al., *A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1998. **13**(2): p. 212-8.
213. Schenk, R.K. and D. Buser, *Osseointegration: a reality*. Periodontol 2000, 1998. **17**: p. 22-35.
214. Schmidt, A., Michael, W., Böning, K., *CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin*. Quintessenz, 1998. **49**: p. 1111-1122.
215. Schnitman, P.A., et al., *Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997. **12**(4): p. 495-503.

216. Schroeder, A., Buser, D., *Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-System*. Thieme, Stuttgart, 1994. **2.Auflage**: p. S. 118-229.
217. Schroeder, A., et al., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. J Maxillofac Surg, 1981. **9**(1): p. 15-25.
218. Schwartz-Arad, D., N. Samet, and N. Samet, *Single tooth replacement of missing molars: a retrospective study of 78 implants*. J Periodontol, 1999. **70**(4): p. 449-54.
219. Schwickerath, H., *Dauerfestigkeit von Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1986. **41**: p. 264-266.
220. Schwickerath, H., Coca, I., *Einzelkronen aus Glaskeramik*. Philip J, 1987. **4**: p. 336-338.
221. Seymour, G.J., et al., *Immunohistologic analysis of the inflammatory infiltrates associated with osseointegrated implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1989. **4**(3): p. 191-8.
222. Simon, R.L., *Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report*. J Prosthet Dent, 2003. **90**(6): p. 517-21.
223. Squier, C.A. and P. Collins, *The relationship between soft tissue attachment, epithelial downgrowth and surface porosity*. J Periodontal Res, 1981. **16**(4): p. 434-40.
224. Steflik, D.E., et al., *Prospective investigation of the single-crystal sapphire endosteal dental implant in humans: ten-year results*. J Oral Implantol, 1995. **21**(1): p. 8-18.
225. Steflik, D.E., et al., *Ultrastructural investigations of the bone and fibrous connective tissue interface with endosteal dental implants*. Scanning Microsc, 1990. **4**(4): p. 1039-47; discussion on 1047-8.
226. Steflik, D.E. and M. Meenaghan, *Introduction: surface and coating variability on implanted biomaterials*. Implant Dent, 1998. **7**(4): p. 301-2.
227. Stejskal, J. and V.D. Stejskal, *The role of metals in autoimmunity and the link to neuroendocrinology*. Neuro Endocrinol Lett, 1999. **20**(6): p. 351-364.
228. Strub, J.R. and T. Gerds, *Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(2): p. 167-71.
229. Strub, J.R., Türp, J. C., Witkowski, S., Hürzeler, M. B., Kern, M., *Curriculum Prothetik. Band I-III*. Quintessence Verlag, Berlin, 1999: p. 43-61.
230. Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M. , *Einführung in die dentale Implantologie*. Curriculum Prothetik. Bänder I-III. Quintessenz, Berlin; Band III: S. 1069-1163, 1994.
231. Studer, S., Wohlwend, A., Schäfer, P. , *Ein Behandlungskonzept für die Implantatversorgung der Einzelzahnlücke unter Berücksichtigung parodontaler Aspekte bei Anwendung eines experimentellen Zirkonoxidkeramikabutments. Teil II: Prothetische und zahntechnische Erfahrungen*. Parodontologie 1996: p. 97-118.
232. Sturzenegger, B., Feher, A., Lüthy, H., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Schäfer, P., *Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM-System*. Acta Med Dent Helv 2000. **5**: p. 131-139.
233. Suttor, D., Hoescheler, S., Hauptmann, H., Hertlein, G., Bunke, K. , *Lava™ - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste*. Quintessenz Zahntech, 2001. **52**: p. 805-808.
234. Swain, M.V., *Structure and properties of ceramics*. Verlagsgesellschaft, Weinheim, 1994.
235. Takamori, E.R., et al., *Effect of roughness of zirconia and titanium on fibroblast adhesion*. Artif Organs, 2008. **32**(4): p. 305-9.
236. Taylor, T.D., Laney, W. R., *Dental Implants: Are They For Me? 2nd Edition*. Quintessence Publishing Co., Inc., 1993.
237. Tinschert, J., *Materialkunde Zirkonoxid*. ZWP Spezial 2001. **4**: p. 43.
238. Tinschert, J., Marx, R., *Klinische Bewertung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen Methoden*. Stomatologie 1997. **97**: p. 66-69.
239. Tinschert, J., Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R. , *Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken* Dtsch Zahnärztl Z, 2000. **55**: p. 610-616.
240. Tinschert, J., Schimmang, A., Fischer, H., Marx, R., *Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z 1999. **54**: p. 695-699.
241. Torbjørner, A.F., B. , *A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth* International Journal of Prosthodontics 2004. **17**: p. 369-376.

242. Tripodakis, A.P., et al., *Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load*. Int J Prosthodont, 1995. **8**(3): p. 265-72.
243. Valentine-Thon, E. and H.W. Schiwwara, *Validity of MELISA for metal sensitivity testing*. Neuro Endocrinol Lett, 2003. **24**(1-2): p. 57-64.
244. Vigolo, P., et al., *An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(1): p. 108-14.
245. Vigolo, P., et al., *An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(4): p. 575-80.
246. Vigolo, P., et al., *A 4-year prospective study to assess peri-implant hard and soft tissues adjacent to titanium versus gold-alloy abutments in cemented single implant crowns*. J Prosthodont, 2006. **15**(4): p. 250-6.
247. Völkl, L., *Cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental*. Quintessenz, 2001. **52**: p. 811-814
248. Watkin, A. and R.B. Kerstein, *Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments*. Compend Contin Educ Dent, 2008. **29**(4): p. 238-40, 242.
249. Weingart, D., et al., *Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region*. Int J Oral Maxillofac Surg, 1994. **23**(6 Pt 2): p. 450-2.
250. Weiss, P., *Experiments on cell and axon orientation in vitro, the role of colloidal exudates in tissue organization*. J Exp Zool, 1945. **100**: p. 353-86.
251. Welander, M., I. Abrahamsson, and T. Berglundh, *The mucosal barrier at implant abutments of different materials*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(7): p. 635-41.
252. Wohlwend, A., Studer, S., Schärer, P., *Das Zirkonoxydabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie*. Quintessence Zahntech 22, 1996.
253. Wohlwend, A., Studer, S., Schärer, P., *Das Zirkonoxydabutment-ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie* Quintessenz Zahntech 1996. **22**.
254. Wohlwend, A., Studer, S., Schärer, P., *Das Zirkonoxydabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie* Quintessenz Zahntech 1996. **22**.
255. Yildirim, M., et al., *Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2000. **20**(1): p. 81-91.
256. Yildirim, M., et al., *In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations*. J Prosthet Dent, 2003. **90**(4): p. 325-31.
257. Yildirim, M., Gustav, M., Spiekermann, H., Edelhoff, D., *Keramische Abutments - Ein aktueller Überblick*. Implantologie, 2003. **11**: p. 139-156.
258. Zarb, G.A. and A. Schmitt, *The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients*. Int J Prosthodont, 1993. **6**(2): p. 189-96.
259. Zellmer, A., *Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Belastbarkeit implantatgetragener Brücken aus IPS Empress 2*. Zahnmedizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München 2002.
260. Zembic, A., et al., *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, 2009. **20**(8): p. 802-8.

8. Anhang

Verwendete Materialien und Instrumente

XiVE[®]-S-Plus Implantate (Fa. Dentsply FRIADENT, Mannheim, Deutschland)
CERCON[®]-Abutments (Fa. Dentsply FRIADENT, Mannheim, Deutschland)
Ketac-Cem Maxicap (3M ESPE GmbH & Co. KG, Seefeld, Deutschland)
Modellzahn 44 aus Duroplast (Frasaco, Tettang, Deutschland)
Dentalmodell (Typ AG-3, Frasaco, Tettang, Deutschland)
Parallelfräsggerät F3 (Degussa Dental AG, Hanau, Deutschland)
Finierdiamant mit zentralem Führungsstift (998 016F, NTI-Kahla, Kahla, Deutschland)
Präparierdiamant 836 KR 012 (Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland)
Finierdiamant 8836 KR 012 (Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland)
Arkansasstein 601 420 FG (Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland)
Lichthärtender Kunststoff (Profibase, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland)
Abformpfosten für XiVE[®]-S-Plus Implantate (Fa. Dentsply FRIADENT, Mannheim, Deutschland)
Abformmaterial Permadyne (3M ESPE, Seefeld, Deutschland)
Abformmaterial Impregum Penta (3M ESPE, Seefeld, Deutschland)
Superhartgips (Die Stone, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland)
Parallelfräsggerät C.K. Telemaster Mill (C. Hafner GmbH & Co. KG, Pforzheim, Deutschland)
Dubliermanschette (Siladent, Goslar, Deutschland)
Selbsthärtender Kunststoff (Pattern Resin, GC America, IL, USA)
ZR-Schleifer für Laborturbinen (ZR 850 016, Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland)
Dubliersilikon Adisil blau (Siladent, Goslar, Deutschland)
Einbettmasse Star-Vest und Anmischflüssigkeit (Fa. Weber Dental, Stuttgart, Deutschland)
Nichtedelmetalllegierung Remanium 2000 (Fa. Dentaurum, Pforzheim, Deutschland)
Anti-Rutsch-Lack (Wenko-Wenselaar GmbH, Hilden, Deutschland)
CAD/CAM-Scan-Einheit (CERCON[®] Eye, Fa. Dentsply FRIADENT, Mannheim, Deutschland)
CAD-Software (Release-Version von CERCON[®] Art 3.0)
Kaltpolymerisat Palapress Vario (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)
TempoSIL (Coltène/Whaledent AG, Altstätten, Schweiz)
Universalprüfmaschine Zwick Z020 (Zwick GmbH, Ulm, Deutschland)
Kunststoffpellet Größe 0 (Pele Tim, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland)
Anmischgerät Rotomix, (3M ESPE GmbH & Co. KG, Seefeld, Deutschland)
Thermozyklierer W15 (Willytec, Gräfelfing, Deutschland)
Kausimulator (Willytec, Gräfelfing, Deutschland)
Polycarbonatfolie (Duran, Fa. Scheu Dental GmbH, Isarlohn, Deutschland)
Diamantierte Trennscheibe (924XC, Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland)
Statistikprogramm SPSS, Version 17 (Fa. SPSS GmbH Software, München, Deutschland)
Rasterelektronenmikroskop (FEI Quanta[™] 200)

9. Publikationen

Northdurft, F. P., Merker, S., Pospiech, P. R.: *Fracture behaviour of implant-implant and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilizing zirconium dioxid implant abutments.* Clinical oral investigations, 5. Jan 2010.

10. Danksagungen

Herrn Professor Dr. Peter R. Pospiech möchte ich für die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und die Bereitstellung der Forschungseinrichtungen an der Klinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Universität des Saarlandes danken.

Ganz besonders danke ich Herrn OA Priv.-Doz. Dr. med. dent. Frank Ph. Nothdurft für die freundliche Überlassung des Themas, die stets aufmerksame Betreuung und Hilfestellung bei den Versuchsdurchführungen und die wertvolle wissenschaftliche Beratung bei allen Fragen während der gesamten Arbeit.

Herrn ZT Andreas Knauber danke ich sehr herzlich für seine Unterstützung bei der Herstellung der Probenkörper, sowie für die immer freundliche Hilfestellung und Beratung während der gesamten Studie.

Sehr herzlich möchte ich mich bei Herrn ZTM Propson und den Mitarbeitern des Dentallabors Schappé für die zur Verfügung gestellten Materialien und Instrumente, sowie für die freundliche Unterstützung und Beratung bedanken.

Der Firma DeguDent danke ich für die freundliche Bereitstellung der Implantate und Abutments, sowie für die Herstellung der CERCON[®]-Brücken. Herrn Heiner Hörhold möchte ich besonders danken für die freundliche Beratung und Unterstützung bei der Herstellung der Brücken. Sehr herzlich danke ich auch Frau Wissel für die Erstellung der REM-Bilder.

Der Firma NTI-Kahla danke ich für die zur Verfügung gestellten Schleifkörper.

Meinem Kommilitonen Andreas Wendel möchte ich ganz herzlich für seine Unterstützung bei der Durchführung der Alterssimulation und für die stets freundlichen und humorvollen Worte danken.

Meinem Bruder Christian danke ich für die Unterstützung bei der Formatierung der Arbeit am Computer.

Meinen Eltern möchte ich ganz besonders danken für all die Liebe und Unterstützung, die sie mir während meines Studiums und weit darüber hinaus haben zuteil kommen lassen.

11. Lebenslauf

Name: Sabine Merker

Geburtsdatum: 13.06.1984

Geburtsort: Idar-Oberstein

Familienstand: ledig

Staatsangehörigkeit: deutsch

Eltern: Hans-Georg Merker

Karin Merker, geb. Becker

Geschwister: Dipl. Inf. Christian Merker

Schulbildung: 1990-1994 Grundschule Algenrodt

1994-2003 Gymnasiums an der Heizenwies

2003 Abitur

Studium: 2003-2008 Studium der Zahnmedizin an der Universität des Saarlandes

2004 Naturwissenschaftliche Vorprüfung

2006 Zahnärztliche Vorprüfung

2008 Zahnärztliche Prüfung

Berufstätigkeit: Seit Dezember 2009 Associate der Antwerp House Dental Practice in Cambridge/UK