

Aus dem

Institut für Zahnärztliche Prothetik,  
Alterszahnmedizin und Funktionslehre

der

**Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin**

**DISSERTATION**

*In-vitro-Untersuchung der maximalen Belastbarkeit und des  
maximalen Biegemomentes von zweiteiligen  
Keramikabutments und Hybridkronen nach Alterung*

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)**

vorgelegt an der

Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Mario Wilhelm

aus Berlin

Datum der Promotion: 16. 06. 2018

Meinen Eltern,  
Melli, Lilly, Lotti und Felix

# INHALTSVERZEICHNIS

	<b>Abstract (DE)</b>	<b>07</b>
	<b>Abstract (EN)</b>	<b>09</b>
<b>I</b>	<b><i>Einleitung und Fragestellung</i></b>	<b>11</b>
<b>I.1</b>	<b>Zur Relevanz implantologischer Restaurationen als Untersuchungsgegenstand</b>	<b>11</b>
<b>I.2</b>	<b>Literaturübersicht und Forschungsstand</b>	<b>13</b>
I.2.1	Abutments in der Implantatprothetik	13
I.2.1.1	Konfektionierte Standardabutments	13
I.2.1.2	Individualisierte Abutments	13
I.2.2	Design der Implantat-Abutment-Verbindung	15
I.2.3	Passungengenauigkeiten im Randbereich	18
I.2.4	Deformationsfaktoren des Implantat-Interfaces	18
I.2.5	Lithiumdisilikat-Keramik als alternatives Abutmentmaterial	18
I.2.6	Verfahren der Befestigung	19
I.2.6.1	Zementierte Restaurationen	20
I.2.6.2	Verschraubte Restaurationen	21
I.2.7	Komplikationen	22
I.2.8	Periimplantäre Mucositis und Periimplantitis	22
I.2.9	Das Verhältnis von Krone und Implantat	24
I.2.10	Zusammenfassung	26
<b>I.3</b>	<b>Problemstellung</b>	<b>26</b>
<b>II</b>	<b><i>Material und Methode</i></b>	<b>28</b>
<b>II.1</b>	<b>Zu prüfende Materialien</b>	<b>28</b>
II.1.1	Untersuchtes Implantatsystem	28
II.1.2	Untersuchte keramische Abutmentmaterialien	30
II.1.3	Untersuchtes keramisches Kronenmaterial	30
<b>II.2</b>	<b>Versuchsdesign</b>	<b>31</b>
II.2.1	Flussdiagramm des Versuchsdesigns	31
II.2.2	Gruppeneinteilung	32

<b>II.3</b>	<b>Methodik</b>	<b>33</b>
II.3.1	Fallauswahl	33
II.3.2	Modellherstellung	33
II.3.3	<i>Computer Aided Design (CAD)</i>	34
II.3.3.1	Digitalisierung der Modelle	34
II.3.3.2	Kronen- und Abutmentdesign	34
<b>II.4</b>	<b>Vorversuche</b>	<b>35</b>
<b>II.5</b>	<b>Probenherstellung</b>	<b>36</b>
II.5.1	Implantateinbettung	36
II.5.2	Herstellung der prothetischen Aufbauten	37
II.5.2.1	Herstellung der Abutments und Hybridkronen	37
II.5.2.2	Adhäsivfixierung der Lithiumdisilikat-Abutments und -Hybridkronen auf den Titanklebebasen	40
II.5.2.3	Adhäsivfixierung der Zirkoniumdioxid-Abutments auf den Titanklebebasen	40
II.5.3	Implantatfixierung der Abutments und Hybridkronen	41
II.5.4	Adhäsiver Verschluss des Schraubenkanals der Hybridkronen	42
II.5.5	Kronenherstellung	42
II.5.6	Zementierung der Vollkeramikronen	43
<b>II.6.</b>	<b>Simulation der Probenalterung</b>	<b>44</b>
II.6.1	Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate	44
II.6.2	Simultane thermomechanische Wechselbelastung	46
II.6.2.1	Versuchsaufbau des Kausimulators	46
II.6.2.2	Ablauf der thermomechanischen Wechselbelastung	46
<b>II.7</b>	<b>Ermittlungen der maximalen Belastbarkeit und Dokumentation der Spaltbildung</b>	<b>47</b>
II.7.1	Probenhalterung	47
II.7.2	Linear steigende Belastung	47
II.7.3	Technische Rahmendaten zur Durchführung der Video- und Fotodokumentation	48
<b>II.8</b>	<b>Auswertung</b>	<b>49</b>
<b>II.9</b>	<b>Statistische Analysen</b>	<b>51</b>

<b>III</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>52</b>
<b>III.1</b>	<b>Quantitative Auswertung</b>	<b>52</b>
III.1.1	Gesamtschau von $F_{\max}$ und $M_{\max}$ aller Versuchsgruppen	53
III.1.2	Spaltbildung und adhäsives Versagen	57
III.1.3	Reale Belastbarkeit $F_{\text{real}}$ und reales Biegemoment $M_{\text{real}}$	58
III.1.4	Einfluss des Abutmentmaterials auf $F_{\text{real}}$	61
III.1.5	Einfluss der Kronenlänge auf $F_{\text{real}}$	62
III.1.6	Einfluss der Titanklebebasenlänge auf $F_{\text{real}}$	62
III.1.7	Auswertung der Variable der Spaltbildung zwischen Titanbasis und Implantatschulter	63
<b>III.2</b>	<b>Qualitative Auswertung</b>	<b>67</b>
III.2.1	Analyse der Versagensmuster	67
III.2.1.1	Versagensmuster der Testgruppen mit Lithiumdisilikat-Abutments	67
III.2.1.2	Versagensmuster der Testgruppen mit Zirkoniumdioxid-Abutments	68
III.2.2	Vergleich der Versagensmuster hinsichtlich der klinischen Relevanz	70
<b>IV</b>	<b>Diskussion</b>	<b>71</b>
<b>IV.1</b>	<b>Diskussion der verwendeten Materialien und Methoden</b>	<b>71</b>
IV.1.1	Fallauswahl / Probendesign	71
IV.1.2	Implantatsystem	71
IV.1.3	Materialien	72
IV.1.3.1	Befestigungskomposite	72
IV.1.3.1.1	<i>Multilink Hybrid Abutment</i>	72
IV.1.3.1.2	<i>Multilink Automix</i>	73
IV.1.4	Herstellung der Probenkörper	74
IV.1.4.1	Implantateinbettung	74
IV.1.4.2	Abutment-, Hybridkronen- und Kronenherstellung	74
IV.1.4.3	Kronenversorgung der Hybridabutments	75
IV.1.5	Kausimulation	76

IV.1.6	Linearer Belastungstest	77
<b>IV.2</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>78</b>
IV.2.1	Einfluss der Konditionierung auf das vorzeitige adhäsive Versagen der Zirkoniumdioxid-Hybridabutments	78
IV.2.2	Einfluss des Abutmentmaterials auf die maximale Belastbarkeit	79
IV.2.3	Einfluss der Kronenlänge auf die maximale Belastbarkeit	82
IV.2.4	Einfluss der Titanbasenlänge auf die maximale Belastbarkeit	83
IV.2.5	Diskussion des Spaltbildungsphänomens zwischen Titanbasis und Implantatschulter	84
<b>IV.3</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>87</b>
<b>V</b>	<b><i>Literaturverzeichnis</i></b>	<b>89</b>
<b>VI</b>	<b><i>Anhang</i></b>	<b>105</b>
VI.1	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>105</b>
VI.2	<b>Materialliste</b>	<b>106</b>
VI.3	<b>Eidesstattliche Versicherung</b>	<b>111</b>
VI.4	<b>Veröffentlichungen aus der Dissertation</b>	<b>112</b>
VI.5	<b>Lebenslauf</b>	<b>113</b>
VI.6	<b>Danksagung</b>	<b>114</b>

## **Abstract (DE)**

### **Einleitung**

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden die maximale Belastbarkeit und das maximale Biegemoment von zweiteiligen Hybridabutments und Hybridkronen in Abhängigkeit von verschiedenen hohen Titanklebebasen, verschiedenen Kronenlängen und Abutmentmaterialien nach thermomechanischer Alterung untersucht. Um den Einfluss verschiedener keramischer Materialien bewerten zu können, wurden Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid als Abutmentmaterialien vergleichend evaluiert.

### **Methodik**

Sämtliche Hybridabutments (Zirkoniumdioxid oder Lithiumdisilikat) und Hybridkronen (Lithiumdisilikat monolithisch, direkt okklusal verschraubt) wurden, basierend auf einem realen Patientenfall, im CAD/CAM-Verfahren hergestellt, mit Titanbasen verklebt und auf ihren korrespondierenden Implantaten (*Camlog Screw-Line Promote Plus*) verschraubt. Alle Hybridabutments wurden mit adhäsiv zementierten vollkeramischen Kronen (Lithiumdisilikat) versorgt. Die Probenkonfiguration ergab 9 verschiedene Gruppen (n=10), die sich in den Klebebasenlängen (3 / 5 mm), der Gesamtlänge von Abutment/Krone (13,5 / 17,5 mm) und Abutmentmaterial (*IPS e.max CAD; Organic Zirkon*) unterschieden. Alle Proben wurden vor der linearen Frakturbelastung einer simultanen thermischen (10.000 Zyklen) und mechanischen Alterung (1,2 Mio. Zyklen bei 50 N) unterzogen (TCML). Sowohl das Probendesign als auch die Belastungsparameter entsprachen dabei den Bestimmungen der ISO 14801:2007. Die statistischen Analysen der maximalen Belastbarkeit wurden mittels Kruskal-Wallis-Test und Mann-Whitney-U-Test für Gruppenunterschiede von  $p < 0,05$  durchgeführt.

### **Ergebnisse**

Alle Proben überlebten die TCML. Es wurden signifikante Abhängigkeiten der Biegemomente von Abutmentmaterial, Klebebasen- und Kronenlänge festgestellt ( $p < 0,001$ ). Die Zirkoniumdioxidabutment-Gruppen erreichten, verglichen mit den Hybridabutments und Hybridkronen aus Lithiumdisilikat [N] (Median; min./max.)

(Hybridkrone: 498; 241/772), signifikant höhere Belastbarkeiten (Zirkon: 863; 610/928) ( $p=0,001$ ). Jedoch frakturierten in den Gruppen mit Abutments aus Zirkoniumdioxid sämtliche Implantate bei Maximallast. Zusätzlich wurde bei allen Zirkoniumdioxidproben ein vorzeitiges Versagen des adhäsiven Verbundes zur Titanklebebasis dokumentiert (reale Belastbarkeit (315; 182/462). Kurze Titanklebebasen (3 mm) und hohe Kronenlängen (17,5 mm) führten zu signifikant niedrigeren Belastbarkeiten und Biegemomenten für alle Abutmentmaterialien ( $p<0,001$ ). Weiterhin wurden während der statischen Belastung bei allen Proben signifikante Spaltbildungen zwischen den Implantatschultern und Titanbasen beobachtet.

### **Schlussfolgerung**

Unter der Berücksichtigung des vorzeitigen adhäsiven Verbundversagens zirkoniumdioxidbasierter Hybridabutments zeigen Hybridabutments und Hybridkronen aus Lithiumdisilikat signifikant höhere Belastbarkeiten. Gleichzeitig kann eine höhere Kronenlänge ein klinisch relevanter Versagensfaktor sein.

Werden definierte Konstruktionsgrenzen eingehalten, erscheinen Hybridkronen und Hybridabutmentkronen aus Lithiumdisilikat als das beste Versorgungskonzept für implantatgetragene Einzelkronen in anterioren Schalllücken. Die subkritische Spaltbildung zwischen Titanbasis und Implantatschulter könnte für die Stabilität der periimplantären Weichgewebe von Bedeutung sein und sollte weiterführend untersucht werden.



## **Abstract (EN)**

### **Introduction**

The purpose of the present study is to evaluate the maximum bending moments and load capacities of customized hybrid abutments and hybrid abutment crowns depending on height of titanium core, total length of crown/abutment and abutment material after thermal cycling and mechanical loading (TCML).

To elucidate the impact of all ceramic materials, a comparison of lithium disilicate and zirconia as an abutment core material was performed.

### **Methods**

Hybrid abutments (zirconia or lithium disilicate) and hybrid abutment crowns (monolithic; screw retained lithium disilicate) were manufactured in a CAD/CAM process, bonded to titanium core bases and mounted on their corresponding implants (*Camlog Screw-Line Promote Plus*). All hybrid abutments received an adhesively luted all-ceramic final crown restoration (lithium disilicate). The specimens were divided into 9 groups (n=10) according to different lengths of titanium cores (3/5mm), total lengths of abutments and crowns (13.5/17.5mm) as well as different abutment materials (*IPS e.max CAD, Organic Zirconia*). Prior to linear fracture loading, the specimens were submitted to simultaneous thermal cycling (10000 cycles) and mechanical loading (1.2 mill. cycles at 50 N). The specimen's design and parameters of load testing comply with the standard ISO 14801:2007. Statistical analysis was performed using the test by Kruskal/Wallis and the U-Test by Mann/Whitney on group differences at  $p < 0.05$ .

### **Results**

All specimens survived TCML. The load capacity was significantly dependent on abutment materials, length of titanium core bases and crown heights ( $p < 0.001$ ). Compared to lithium disilicate hybrid abutments and hybrid abutment crowns [N] (Median; min./max.) (498; 241/772) zirconia abutments (863; 610/928) showed significant higher maximum load values ( $p = 0.001$ ), but all implants in the zirconia

groups fractured at maximum loading. Moreover, preliminary adhesive failures at the titanium core were observed in all zirconia groups (real fracture load (315; 182/462). Shorter titanium core bases and higher crown lengths significantly decreased the real fracture load and real bending moments for all materials ( $p < 0.001$ ). Furthermore, remarkably gap formations between implant shoulder and titanium core bases occurred during statical loading at subcritical values.

## **Conclusion**

Considering preliminary adhesive failures of zirconia hybrid abutments, lithium disilicate hybrid abutments and hybrid abutment crowns showed significantly higher load capacities. Thus, hybrid abutment crowns seem to be the best treatment option in the anterior region when considering defined constructional parameters. Subcritical gap formations between titanium core bases and implant shoulders might have clinical relevance for periimplant tissues.

# **I Einleitung und Fragestellung**

## **I.1 Zur Relevanz implantologischer Restaurationen als Untersuchungsgegenstand**

Die Verwendung von zahnmedizinischen Implantaten zur Kompensation von Zahnverlusten hat sich in den letzten Jahrzehnten zu einer Standardbehandlung entwickelt. Dabei sind für implantatgetragene Einzelkronen und Brücken über einen Zeitraum von 10 Jahren hohe Überlebensraten zwischen 95 und 98 % dokumentiert [1-5]. Die Fortschritte im Hinblick auf Langlebigkeit korrelieren mit stetig zunehmenden Patientenerwartungen an die Qualität ihrer prothetischen Versorgung, verweisen also auf die steigende Bedeutung der ästhetischen Dimension restaurativer Zahnmedizin.

Die Zielsetzung bei implantologischen Restaurationen liegt demnach in der Gewährleistung einer idealen Kombination funktionaler Gesichtspunkte und ästhetischer Resultate. Unter Beachtung der anatomischen Proportionen und einer grundsätzlichen Biokompatibilität der verwendeten Materialien soll die bestmögliche Balance zwischen dem periimplantären Knochen, dem umgebenden Weichgewebe und dem Restaurationsvorhaben gefunden werden [6-8].

Noch vor allen ästhetischen Erwägungen sind physiologisch-anatomische Aspekte implantatbasierter Restaurationen von Belang. So ist die physiologisch regelrecht ausgebildete gingivale Weichgewebsmanschette um das Implantat von besonderer Bedeutung, da sie eine Barrierefunktion innehat, die den periimplantären Knochen vor Infektionen schützt [9-11]. Die in direktem Kontakt mit dieser kritischen Übergangszone stehende verbindend-stützende Mesostruktur – das Abutment – entscheidet über die Etablierung eines suffizienten Kontaktes zwischen der Mukosa und der Abutmentoberfläche [12, 13]. Aus diesem Grund interessiert in diesem Zusammenhang die physikalisch-mechanische Beständigkeit von Implantat, Abutment und Überkronung innerhalb eines für den Patienten akzeptablen Zeitraums von mehreren Jahren bis Jahrzehnten.

Aufgrund ihrer spezifischen Eigenschaften wie hohe Biokompatibilität und Ästhetik sind Dentalkeramiken als Abutmentmaterial in den letzten Jahren in den Fokus wissenschaftlicher Betrachtungen gerückt. Allerdings weist die wissenschaftliche Datenbasis – insbesondere im Hinblick auf zweiteilige Titan-Keramik-Hybridabutments und Hybridkronen – insgesamt quantitativ wie qualitativ eine geringe Evidenz auf. Um einen empirischen Beitrag auf diesem Gebiet zu leisten, wird die Evaluation der vorstehend beschriebenen Einflussfaktoren auf die maximale Belastbarkeit dieser speziellen implantatgetragenen Restaurationen Gegenstand dieser Untersuchung sein.

Die in dieser Studie verwendeten Begriffe der Hybridkronen und der mit Kronen versorgten Hybridabutments werden in der Literatur uneinheitlich verwendet. Es existiert noch keine allgemeingültige Nomenklatur, sondern bisher nur firmenspezifische Bezeichnungen. Ausgehend von der in dieser Arbeit präsentierten, analysierten und diskutierten Untersuchungsreihe wird im Folgenden für eine

1. monolithische, direkt auf eine Titanklebebasis geklebte und okklusal verschraubte vollanatomische Krone im weiteren Verlauf der Begriff der *Hybridkrone* gebraucht (Abb. 1-1).
2. Für ein vollkeramisches Abutment auf einer Titanklebebasis, versorgt mit einer adhäsiv zementierten, vollkeramischen Krone, wird in dieser Arbeit der Terminus *Hybridabutment* gebraucht (Abb.1-2).



1-1



1-2

Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten *Hybridkronen* als Suprakonstruktion aus Lithiumdisilikat ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) haben demnach einen zweiteiligen Aufbau, während *Hybridabutments*, die zusätzlich mit einer Krone versorgt sind, einen dreiteiligen

Aufbau aufweisen: Das auf der Klebebasis fixierte keramische Abutment bildet einen keramischen Kronensockel aus entweder  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  oder  $\text{ZrO}_2$ , auf dem die eigentliche  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ -Krone adhäsiv verankert ist.

## **I.2 Literaturübersicht und Forschungsstand**

### *I.2.1 Abutments in der Implantatprothetik*

#### *I.2.1.1 Konfektionierte Standardabutments*

In der Initialphase der prothetischen Versorgung von mehrteiligen Implantatsystemen standen lediglich konfektionierte Standardabutments zur Verfügung – inklusive der vorgegebenen marginalen Zementgrenze und dem Nachteil der Unmöglichkeit einer individuellen physiologisch-optischen Ausformung des umgebenden Weichgewebes, d. h. der Schaffung eines patientenspezifischen Emergenzprofils. Mittlerweile gibt es Hinweise darauf, dass die Verwendung von konfektionierten Standardabutments für die Zementierung von prothetischen Aufbauten nicht mehr empfohlen werden kann, da durch die marginale Grenze eine vollständige, kontrollierte Entfernung von verpressten Zementresten unmöglich ist [14].

#### *I.2.1.2 Individualisierte Abutments*

In der modernen Implantatprothetik sollten möglichst individuell hergestellte Abutments verwendet werden [14, 15]. Individuelle Abutments haben eine patientenspezifische, d. h. unikale Form- und Randgestaltung, die folgende Vorteile in sich vereinen:

1. eine optimale Weichgewebsunterstützung,
2. eine günstige Positionierung der Zementgrenze zur Gewährleistung der rückstandsfreien Zementrestentfernung sowie
3. einen besseren Ausgleich von möglichen Angulations- und Positionierungsfehlern [16, 17].

Für die Herstellung von individuellen Abutments stehen diverse Materialien zur Verfügung – Komposite, Metalle und Keramiken. Feinpartikelhybridkomposite

erscheinen bezüglich ihrer mechanischen und optischen Eigenschaften als Abutmentmaterial geeignet [18]. Es gibt aber Hinweise auf eine höhere Plaqueaffinität von Komposit-Oberflächen und eine Tendenz zu höheren mukosalen Entzündungsreaktionen im Vergleich zu Titan, wie von Kanao et al. in einer klinischen Studie 2013 festgestellt wurde [13]. Einschränkend ist festzuhalten, dass keine weitere Evidenz für durch Komposite hervorgerufene Entzündungsreaktionen vorliegt.

Die Verwendung von Gold als Abutmentmaterial – hergestellt im Lost-Wax-Verfahren – ist aufgrund der herstellungsbedingten Ungenauigkeiten nicht mehr empfehlenswert [19]. Das periimplantäre Weichgewebe kann hier keine suffizient abdichtende Weichgewebsmanschette bilden, sodass Rezessionen und Hartgewebsverluste auftreten können [11, 12]. Mit Feldspatkeramiken verblendete metallische Abutments zeigen ähnliche Probleme bei der Etablierung einer verlässlichen Weichgewebsanheftung. Abrahamsson et al. ermittelten bei dieser Abutmentvariante 1998 spaltkorrosive Prozesse als mögliche Ursache für die beobachteten Weichgewebsrezessionen und den marginalen Knochenverlust.

In den letzten Jahren wurden durch Fortschritte in der Frästechnologie Abutments etabliert [20], deren Entwurf und Herstellung digital erfolgt und auf *Computer Aided Design (CAD) und Computer Aided Manufacturing (CAM)* basiert. Unter Einsatz spezieller Software werden Patienteninformationen so verarbeitet, dass computer-generierte Individualabutments aus industriell vorgefertigten Rohlingen geschliffen werden können. Die Rohlinge können aus verschiedenen Materialien bestehen, wie z. B. Titan, Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) oder Lithiumdisilikat ( $Li_2Si_2O_5$ ). Die industrielle Präfabrikation der Rohlinge bietet den Vorteil einer Fertigung ohne das Potenzial möglicher Ungenauigkeiten, wie sie bei der Lost-Wax-Technik auftreten. Vor allem sind die Kristallgefüge ärmer an Fehlstellen.

Titan ist seit Jahrzehnten das bevorzugte Material bei der Herstellung von Abutments, was anhand systematischer Übersichtsarbeiten nachgewiesen werden kann [5, 21]. Allerdings existiert bei der Verwendung von Titan-Abutments die grundsätzliche Herausforderung des subgingival zu legenden marginalen Randverlaufes, um den ästhetischen Ansprüchen in der anterioren Zone gerecht zu werden. Zusätzlich können Titan-Abutments zu einer in der ästhetischen Zone

inakzeptablen Grauverfärbung der periimplantären Weichgewebe führen [22]. Zirkoniumdioxid-Abutments führen dagegen zu einem deutlich besseren ästhetischen Ergebnis, das besonders bei dünnem gingivalen Phänotyp zum Tragen kommt [23, 24].

Eine Metaanalyse kam ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Verwendung von Zirkoniumdioxid als Abutmentmaterial im Vergleich zu Titan signifikant bessere Ergebnisse liefert, wenn es um das Erreichen bzw. Erhalten einer natürlichen Gingivafarbe geht [15]. Zusätzlich ist die Plaqueakkumulation an Zirkoniumdioxid im Vergleich zu Titan deutlich niedriger [25, 26]; ebenso findet sich eine signifikant niedrigere Expression von Entzündungsmediatoren an Zirkoniumdioxid im Vergleich zu Titan [27, 28].

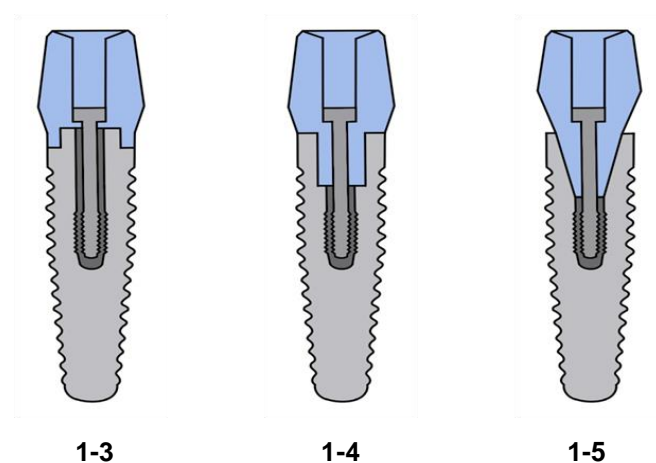
Aufgrund seiner ästhetischen Eigenschaften wurde Lithiumdisilikat auf die Eignung als Abutmentmaterial biologisch geprüft, wobei die bioinerten Eigenschaften und damit die Anwendung auf periimplantäre Verbindungen bestätigt wurden [29]. Ebenso konnte kein Unterschied in der Expression von Entzündungsparametern zwischen Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikat gefunden werden [30].

### *1.2.2 Design der Implantat-Abutment-Verbindung*

Grundsätzlich kommen zwischen Implantat und Abutment zwei Verbindungsarten zum Einsatz: externe wie interne Stoß- oder aber Konusverbindungen. Beim Etablieren einer Stoßverbindung werden senkrecht zur Implantatachse liegende Flächen durch eine in der Implantatachse verlaufende und im Implantatzentrum positionierte Überlappung von Abutment und Implantat ergänzt. Bei parallelem Verlauf der überlappenden Fügeflächen entsteht zentral eine Matrize bzw. eine Patrize. Da herstellungsbedingt parallel verlaufende Fügeflächen mit einer Spielpassung gefertigt werden, kann sich das Abutment bei gelöster Abutmentschraube nicht selbst gegenüber Relativbewegungen hemmen. Infolgedessen mangelt es der Stoßverbindung an Selbsthemmung [31].

Bei einer externen Stoßverbindung (Abb. 1-3) ist die Patrize am Implantat und die Matrize am Abutment lokalisiert. Im Gegensatz dazu ist die Patrize bei der internen Stoßverbindung (Abb. 1-4) am Abutment und die Matrize am Implantat lokalisiert. Die Konusverbindung (Abb. 1-5) ist durch eine in der Implantatachse ausgerichtete, außenkonische Patrizegeometrie des Abutments und eine entsprechende innenkonische Matrizenform des Implantats charakterisiert. Für das Fügen dieser konischen Patrize ist keine Spielpassung erforderlich, wodurch in der Endposition eine kraft- und formschlüssige, folglich also selbsthemmende Verbindung möglich ist. Alle Verbindungsarten können zudem über eine zusätzliche Rotationssicherung in Form von Nocken am Abutment und Implantat oder eine mehreckige Grundform von Matrize und Patrize verfügen [31].

**Abb. 1-3 bis -5: Externe (1-3) und interne (1-4) Stoßverbindung; Konusverbindung (1-5)**



Das Design der Implantat-Abutment-Verbindung zeigt großen Einfluss auf die Langzeitstabilität [32, 33], wobei interne Verbindungen eine günstigere Kräfteverteilung im Kontaktbereich zwischen Implantat und Abutment erzeugen als externe [34, 35]. Daraus resultieren geringere Zug-, Druck- und Hebelkräfte im Abutment selbst, der Abutmentschraube und im periimplantären Knochen [36]. Lange interne Stoß- und Konusverbindungen zeigen signifikant geringere Mikrobewegungen und Deformationen als externe Stoßverbindungen [37, 38]. Zusätzlich wurde für die interne konische Verbindung nachgewiesen, dass sie signifikant höheren Kräften widersteht als externe hexagonale Verbindungen. Lockerungen oder gar Frakturen von Abutmentschrauben treten zudem bei internen Verbindungen signifikant seltener auf [39, 40].



Auch Abutments aus Zirkoniumdioxid weisen genügend Stabilität für die Rekonstruktion von Einzelzähnen im Frontzahn- und Prämolarebereich auf [41, 42], wobei auch hier der Typ der Implantat-Abutment-Verbindung einen kritischen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit hat [43-46]. Gegenwärtig stehen ZrO<sub>2</sub>-Abutments mit verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen für die verschiedensten Implantathersteller zur Verfügung. Neben konfektionierten Zirkonabutments werden auch hier individuelle ein- und zweiteilige mittels CAD/CAM gefertigte Abutments angeboten.

Einteilige Abutments sind, einschließlich der Implantat-Abutment-Verbindung, aus einem Stück gefertigt. Zweiteilige Abutments oder Hybridabutments bestehen aus einer Titanbasis, auf der eine individuell CAD/CAM-gefertigte keramische Kappe mittels Abutmenthalteschraube fixiert oder im Labor adhäsiv befestigt wird. Zweiteilige Zirkoniumdioxid-Titan-Abutments mit interner Verbindung zeigen eine signifikant höhere Biegefestigkeit als einteilige ZrO<sub>2</sub>-Abutments oder zweiteilige ZrO<sub>2</sub>-Abutments mit externer Verbindung [44].

Das für die Stabilität von keramischen Abutments ausschlaggebende Areal stellt der Abutment-Schraubenkopf dar, da hier die höchsten Drehmomente und Kraftspitzen auftreten [19, 47-50]. In einer weiteren Untersuchung, in der die Alterung durch thermomechanische Wechsellast (TCML) und damit die mögliche Degradation von ZrO<sub>2</sub>-Keramik [51] berücksichtigt wurde, bestätigte sich der positive Einfluss zweiteiliger Titan-Zirkoniumdioxid-Abutments auf das maximale Biegemoment [52]. Aufgrund dessen erscheint die Verwendung eines Titan-Inserts zur Stabilisierung von Zirkoniumdioxid-Abutments sinnvoll. Da die Niedrigtemperatur-Degradation von Zirkondioxidkeramik im feuchten Milieu als beachtenswerter Faktor angesehen wird [51], sollte der Faktor der Alterung durch thermomechanische Wechsellasten bei Untersuchungen von vollkeramischen Abutments besonders berücksichtigt werden.

### *1.2.3 Passungenauigkeiten im Randbereich*

Einteilige Zirkoniumdioxid-Abutments weisen im marginalen Interfacebereich Passungenauigkeiten auf [53-55]. Der marginale Spalt ist bei Zirkoniumdioxid-Abutments (1,0-34,3  $\mu\text{m}$ ) im Vergleich zu konfektionierten Titan-Abutments (1,0-3,5  $\mu\text{m}$ ) bis zu 10-fach größer [54]. Die Besiedlung des marginalen Spalts zwischen Implantat und Abutment durch Bakterien ist mit chronischen Entzündungen der periimplantären Weichgewebe [56] assoziiert. In einer klinischen Studie konnten in allen untersuchten Implantaten (n=43) 25 Tage nach der Freilegung moderate bis hohe Vorkommen von acht parodontalen Pathogenen nachgewiesen werden [57]. Die Ergebnisse einer Übersichtsarbeit verweisen jedoch darauf, dass es über die marginalen Spalten zwar zur bakteriellen Besiedlung von Implantaten kommt, aber kein direkter Zusammenhang zum Abbau von periimplantären Knochen hergestellt werden kann [58]. Neben dem Auftreten biologischer Komplikationen können Passungenauigkeiten im Randbereich zwischen Implantat und Abutment zu Schraubenlockerungen führen und das Risiko für Beschädigungen des Interfaces sowie für Abutmentfrakturen erhöhen [33, 59].

### *1.2.4 Deformationsfaktoren des Implantat-Interfaces*

Bei der Verwendung von einteiligen Zirkoniumdioxid-Abutments kann aufgrund der im Vergleich zu Titan 5- bis 10-fach höheren Härte des Zirkons das marginale Interface des Titanimplantats beschädigt werden [60, 61]. In vitro wurden 8- bis 10-fach höhere Abriebwerte im Vergleich zu Titan-Abutments auf Titanimplantaten ermittelt [61, 62]. Dies resultiert aus der unterschiedlichen Rigidität von Titan und Zirkon. Wenn diese Materialien in ihrer Funktion dynamischen Lasten ausgesetzt werden, entfaltet sich die in diesem Zusammenhang entstehende Deformationsenergie im Material mit dem niedrigeren Elastizitätsmodul (E-Modul) [62].

### *1.2.5 Lithiumdisilikat-Keramik als alternatives Abutmentmaterial*

Aufgrund der höheren Transluzenz und den damit verbundenen vorteilhaften optisch-ästhetischen Eigenschaften ist die Lithiumdisilikat-Keramik eine potentielle Alternative zu Abutmentvarianten aus anderen Verbindungen. Die hohe

Biegefestigkeit ( $360 \pm 60$  MPa) und das hohe E-Modul ( $95 \pm 5$  GPa) der Lithiumdisilikat-Glaskeramik [63] ermöglichen zahngetragene monolithische Restaurationen mit hohen Überlebensraten von 97 % nach bis zu 5 Jahren [64, 65]. Das Material hat sich im klinischen Alltag als Vollkeramiksystem zur Einzelzahnversorgung im Seitenzahnbereich und auch zur ästhetischen Frontzahnrekonstruktion bewährt [64-69]. Durch Ätzung mit Fluorwasserstoffsäure (HF) und Silanisierung ist ein chemischer Haftverbund mit einer hohen Verbundfestigkeit zu Befestigungskompositen erzielbar [70-72]. In vitro beschrieben wurde die Verwendung von gepresstem Lithiumdisilikat in Kombination mit einem Titan-Insert, um ein zahnfarbendes Implantatabutment zu erzeugen [73, 74].

Aktuell kann Lithiumdisilikat in der Implantatprothetik durch die Verwendung von speziellen Rohlingen mit vorgefertigten In-Loch-Bohrungen für die Anschlussgeometrie von Titan-Klebebasen verwendet werden. Diese Rohlinge stehen für verschiedene Implantathersteller zur Verfügung und können im CAD/CAM-Prozess zu monolithischen Kronen oder Abutments auf Titanklebebasen verarbeitet werden [75].

Die Eignung und Leistungsfähigkeit von Lithiumdisilikat als Abutmentmaterial wurde in aktuellen Studien beschrieben [75-77]. Hierbei zeigte sich, dass Hybridabutments aus Lithiumdisilikat Belastungswerten deutlich oberhalb der physiologischen Kaukräfte widerstehen. Auch hinsichtlich der Biokompatibilität hat das Material in vitro seine vorteilhaften Eigenschaften bezüglich der Zelladhäsion als Abutmentmaterial bewiesen [29].

### *1.2.6 Verfahren der Befestigung*

Die Befestigung von implantatgetragenen Restaurationen kann auf zweierlei Weise realisiert werden. Entweder

1. mittels vertikaler Verschraubung der Konstruktion auf dem Implantat bzw. horizontaler Verschraubung der Rekonstruktion mit einem vertikal im Implantat verschraubten Abutment oder
2. mittels Zementierung der Rekonstruktion auf einem standardisierten oder individuellen Abutment.

Die Überlebensrate scheint dabei nicht von der Befestigungsart beeinflusst zu werden [78, 79]. Beide Befestigungsarten haben aber Ihre Vor- und Nachteile [80, 81].

#### *1.2.6.1 Zementierte Restaurationen*

Zementierte implantatbasierte Restaurationen folgen zwar klinisch und technisch den Abläufen für zahngetragene Restaurationen, jedoch werden dafür spezielle konfektionierte oder individuelle Abutments eingesetzt. Durch die Fortschritte in der CAD/CAM-Technik sind heute individuelle Abutments für die meisten Implantat-Anschlussgeometrien herstellbar. Daher ist die Zementierung in den meisten klinischen Situationen häufig das bevorzugte Verfahren. Vorteilhaft im Gegensatz zu verschraubten Restaurationen ist das geringere Auftreten von technischen Komplikationen [82]. Auch aus biomechanischer Sicht ist das Erreichen eines passiven Sitzes der Restauration bei Zementierung einfacher [83].

Ein Nachteil der Zementierung implantatgetragener Restaurationen ist die schlechte Kontrolle und Entfernbarekeit von Zementüberschüssen. In Abhängigkeit von der Lage der Zementfuge finden sich Zementreste unterschiedlich starker Ausprägung. Selbst bei optimaler äquigingivaler Lage der Zementfuge und der Verwendung von individuellen Abutments finden sich noch Zementreste [14, 84, 85]. Weitere Probleme können bei der Entfernung solcher Zementreste entstehen. Es kann zur Beschädigungen der Oberfläche sowohl des Implantats als auch des Abutments kommen. Die Kombination von Befestigungskompositen und Instrumenten aus rostfreiem Stahl verursachte die vergleichsweise stärksten Kerbschäden am Abutment [84]. Des Weiteren begünstigen Zementreste bakterielle Besiedlungen: Der Zusammenhang zwischen residualen Zementresten und dem Entstehen von periimplantären Infektionen ist immanent [86-91]. Zementreste können immunologisch durch eine Fremdkörperabwehrreaktion zu Infektionen und Resorptionen des marginalen Knochens führen [92].

Auch die schwierige Entfernbarkeit der Restauration bei auftretenden technischen Komplikationen darf als Nachteil der Zementierung nicht unerwähnt bleiben. Zusammenfassend erscheint ein alternatives Konzept mit der Möglichkeit des Verzichtes auf die intraorale Zementierung von Kronen auf Implantat-Abutments sinnvoll.

#### *1.2.6.2 Verschraubte Restaurationen*

Im Vergleich zu zementbasierten Verfahren liegt der große Vorteil von verschraubten implantatgetragenen Restaurationen in der einfacheren Entfernbarkeit. Folglich kann technischen und auch biologischen Komplikationen einfacher entgegengewirkt werden [78, 93]. Hierbei kommt der korrekten sagittalen und transversalen Implantatpositionierung sowie der Angulation eine größere Bedeutung zu, da die Positionierung der Schraubenzugangsöffnung und die den Schraubenkanal umgebenden Mindestmaterialstärken in die Planung einbezogen werden müssen. Nur eine regelrechte Implantatposition und -angulation ermöglicht in der anterioren Zone die Positionierung der Schraubenzugangsöffnung im nicht sichtbaren oralen Bereich. Ein Nachteil ist in der technisch anspruchsvolleren Herstellung zu sehen, da ein individuell hergestelltes Abutment Grundvoraussetzung für eine Verschraubung ist. Zudem treten technische Komplikationen wie Schraubenlockerungen oder Verblendungsfrakturen bei verschraubten Restaurationen häufiger auf [78, 80, 94, 95].

Somit haben beide Befestigungsarten einen jeweils unterschiedlichen Einfluss auf das Auftreten von technischen und biologischen Komplikationen [78, 94], wobei keine der beiden Befestigungsmethoden einen klaren Vorteil gegenüber der anderen aufweist [96]. Bei zementierten Restaurationen überwiegen biologische, bei verschraubten Restaurationen eher technische Komplikationen [94]. Der Vorteil bei verschraubten Restaurationen liegt in der einfacheren Entfernbarkeit und damit in der einfacheren Behandelbarkeit beider Komplikationskategorien [78, 96].

### 1.2.7 Komplikationen

Im Zusammenhang mit den bereits erwiesenen hohen Überlebensraten von implantatgetragenen Kronen wird das Auftreten von technischen oder biologischen Komplikationen nicht thematisiert [78]. Hinzu tritt eine zunehmende Anzahl von Patienten mit periimplantären Erkrankungen [97], welche unter der Kategorie der biologischen Komplikationen zusammengefasst werden können.

Millen et al. haben 2015 alle auftretenden technischen und biologischen Komplikationen zusammengefasst [96]:

1. *Technische Komplikationen*

Retentionsverlust, Verlust des Schraubenkanalverschlusses, Fraktur/Chipping, Schraubenlockerung/-verlust, Abutmentverlust, Abutmentfraktur, Gerüstfraktur, Implantatfraktur, Schraubenfraktur

2. *Biologische Komplikationen*

Knochenverlust >2 mm, Periimplantitis, Fistelbildung, Suppuration, Rezession, Implantatverlust, ästhetische Probleme

**Tab. 1-1: 5-Jahres-Komplikationsraten implantatgetragenen Zahnersatzes**

Studie (Jahr)	technische Komplikationen	biologische Komplikationen
<b>Pjetursson et al. (2004) [1]</b>	14 %	8,6 %
<b>Sailer et al. (2012) [78]</b>	<i>zementierte</i> Einzelkronen: 11,9% <i>verschraubte</i> Einzelkronen: 24,4%	<i>zementierte</i> Einzelkronen: 2,8% <i>verschraubte</i> Einzelkronen: 0%

Es existiert demnach eine relativ hohe Inzidenz von technischen und biologischen Komplikationen bei implantatgetragenen Einzelkronen und Brücken (Tab. 1-1).

### 1.2.8 Periimplantäre Mucositis und Periimplantitis

Der Begriff der Periimplantitis wurde als erstes von Mombelli et al. 1987 in die Literatur eingeführt und bezieht sich auf eine Infektionserkrankung, die viele Merkmale des Krankheitsbildes der Parodontitis aufweist [98]. Periimplantäre Erkrankungen werden eingeteilt in die Krankheitsbilder der periimplantären Mucositis

und der Periimplantitis [99-101]. Die klinischen Kriterien zur Differentialdiagnose periimplantärer Erkrankungen basieren auf anerkannten Consensus Reports, Workshops und Reviews [99, 102, 103].

### *Periimplantäre Mucositis*

Die periimplantäre Mucositis ist vergleichbar mit der Gingivitis [101, 104-106] und ist definiert als reversible Entzündung der periimplantären Mukosa, welche ein osseointegriertes und funktionell belastetes Implantat umgibt. Dabei gibt es keine Anzeichen von periimplantärem Knochenverlust, aber es sind Entzündungsparameter wie Sondierungsbluten (BOP) bzw. Suppuration vorhanden.

### *Periimplantitis*

Die Periimplantitis charakterisieren zusätzlich zu den Entzündungszeichen Sondierungstiefen von  $\geq 5$  mm und ein radiologischer Abbau des marginalen Knochens von mehr als 2 mm – eine Degeneration, die über das normale Maß an Knochenverlust (Bone Remodelling) nach dem Beginn der funktionellen Belastung eines Implantats hinausgeht [102]. Die Nichtbehandlung der periimplantären Erkrankungen kann zum Implantatverlust führen [107]. Periimplantäre Erkrankungen sind Infektionserkrankungen, die in Ihrer Pathogenese chronischen Parodontitiden ähneln [98, 108].

Atieh et al. stellten 2013 in einer Metaanalyse von Implantaten nach 5-jähriger Funktionsperiode eine Prävalenz der periimplantären Mucositis bei 63,4 % der Patienten und an 30,7 % der Implantate fest [109]. Eine Periimplantitis wurde bei 18,8 % der Patienten und 9,6 % der Implantate festgestellt. Mombelli et al. stellten 2012 eine Prävalenz der Periimplantitis an 10 % der Implantate und 20 % der Patienten 5 bis 10 Jahre nach Implantat-Insertion fest [107]. Zitzmann und Berglundh zeigten 2008 eine Häufigkeit für das Auftreten der Periimplantitis bei 28 bis 56 % der Patientenkohorte und bei 12 bis 43 % der untersuchten Implantate [102].

Die starken Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen beruhen höchstwahrscheinlich auf einem Mangel an standardisierten Kriterien für die Diagnose der periimplantären Mucositis und der Periimplantitis im Hinblick auf unterschiedliche Implantatsysteme und verschiedene Untersuchungszeiträume, wobei festgehalten werden muss, dass keine universelle Klassifikation und diagnostische Methodik für die periimplantären Infektionen existiert [110].

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass manche Patienten ein höheres Risiko für periimplantäre Erkrankungen aufweisen als die Mehrheit der Bevölkerung. Die relativ hohe Inzidenz von gewebeassoziierten Problemen in Zusammenhang mit dentalen Implantaten sollten in der klinischen Anwendung bedacht werden, insbesondere bei der Entscheidung zwischen der Verschraubung bzw. der definitiven Zementierung von prothetischen Aufbauten.

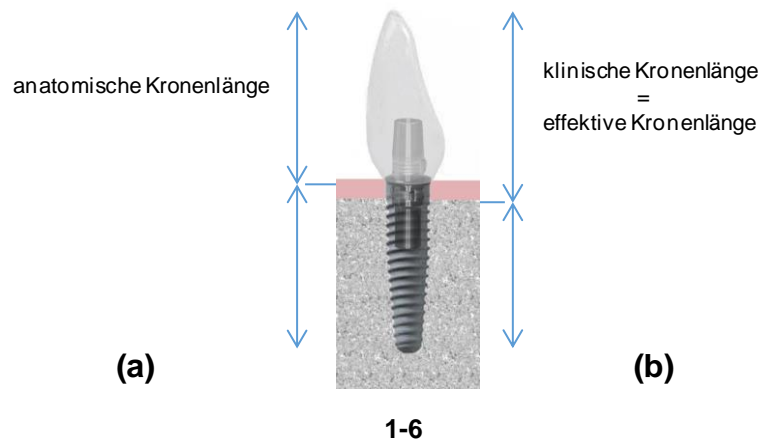
#### *1.2.9 Das Verhältnis von Krone und Implantat*

Eine kontrovers diskutierte Einflussgröße, die das Auftreten von technischen und biologischen Komplikationen begünstigt, ist das Kronen-Implantat-Verhältnis. Auf der Konsensus-Konferenz der *European Association of Osseointegration* wurde 2009 ein Kronen-Implantat-Verhältnis von bis zu 2:1 als akzeptierte Behandlungsoption festgelegt, um chirurgische vertikale Augmentationen größeren Ausmaßes zu vermeiden [111].

Blanes et al. befanden 2009 in einem systematischen Review, dass hohe Kronen-Implantat-Verhältnisse größer als 2:1 keinerlei Einfluss auf das Auftreten von technischen und biologischen Komplikationen ausüben [112]. Quaranta et al. konnten in einem weiteren systematischen Review 2014 ebenfalls keine Kausalität zwischen dem Kronen-Implantat-Verhältnis und dem Auftreten von biologischen Komplikationen und Implantaterfolg ermitteln, stellten aber für Verhältnisse größer als 1,46:1 ein erhöhtes Risiko von Abutmentschraubenlockerungen und jenseits von 2:1 ein erhöhtes Risiko für Abutmentfrakturen fest [113]. Eine mögliche Erklärung für die indifferenten Aussagen der Studien ist die bisweilen unterschiedlich angewandte Definition des Kronen-Implantat-Verhältnisses: Bei manchen Autoren ist das Kronenende gleichbedeutend mit der Implantatschulter (a); manche bezeichnen den



Anfang des krestalen Knochens als Endpunkt der Krone (b) [112] (Abb. 1-6, Tab. 1-2).



Tab. 1-2: Übersicht verschiedener Studien zum Krone-Implantat-Verhältnis

Studie (Jahr)	Krone nlänge	Krone-Implantat-Verhältnis	effektive Krone nlänge [mm]
Tawil et al. (2006) [114]	anatomisch	0,88-2,36	-
Blanes et al. (2007) [112]	anatomisch und klinisch	<1- >2	-
Sun et al. (2015) [115]	klinisch	-	09,30-18,19
Anitua et al. (2014) [116]	klinisch	1,50-3,60	11,20-25,40
Nunes et al. (2016) [117]	klinisch	1,21-4,90	11,94-19,99

Einen möglichen Lösungsansatz für das Definitionsproblem lieferten Misch et al. 2005 mit der Definition des *Crown-Height-Space* [118], im Folgenden *effektive Krone nlänge* genannt. Diese ist definiert als der Abstand zwischen dem koronalsten Punkt der Restauration und dem Beginn des krestalen Knochens. Mit ihr lässt sich ein vom Krone-Implantat-Verhältnis unabhängiger Wert ermitteln, ab dem der Hebelarm zu groß wird und ungünstige Lastverteilungen im Interfacebereich des Implantates entstehen.

Nissan et al. ermittelten 2011 für effektive Krone nlängen oberhalb von 15 mm, dass es in diesem Fall zu ungünstigen Stresskonzentrationen im Knochen-Implantat-Grenzbereich kommt [82]. Darüber hinaus traten bei effektiven Krone nlängen ab 17,5 mm Frakturen der Abutmentschrauben auf. Anitua et al. konnten 2014 nachweisen, dass höhere effektive Krone nlängen positiv mit marginalen Knochenverlusten

korrelieren [116]. So kam es bei effektiven Kronenlängen bis 17 mm zu einem marginalen Knochenabbau von weniger als 2 mm, bei effektiven Kronenlängen von 21 mm zu marginalen Resorptionen von mehr als 2 mm. Sun et al. konnten 2015 für verschiedene effektive Kronenlängen keinen Einfluss auf das Auftreten von biologischen Komplikationen wie etwa marginalem Knochenverlust nachweisen [115]. Jedoch stellen sie bei effektiven Kronenlängen oberhalb von 15 mm eine Zunahme technischer Komplikationen fest.

### *1.2.10 Zusammenfassung*

Nach Auswertung des Forschungsstandes anhand der aktuellen wissenschaftlichen Literatur ist festzustellen, dass bereits eine Vielzahl von Studien zu implantatgetragenen Restaurationen aus individueller CAD/CAM-Fertigung unter ästhetischen, infektionsbiologischen sowie werkstoffkundlich-mechanischen Gesichtspunkten zur Stabilität von Implantat-Abutment-Verbindungen durchgeführt wurden. Insbesondere hinsichtlich Biege- und Brucheigenschaften, d. h. zur Kräfteverteilung zwischen den hybriden Komponenten implantatgetragener Restaurationen, fokussierten die Untersuchungen bisher vor allem auf die Belastbarkeit von Zirkoniumdioxid-Abutments – sowohl mit als auch ohne Implantatbasen aus Titan.

## **1.3 Problemstellung**

Die Datenlage zur In-vivo-Beständigkeit von Lithiumdisilikat-Konstruktionen auf verschiedenen keramischen Abutmentmaterialien beruht auf einer bisher sehr geringen Evidenz [119]. Die Auswirkungen der hier untersuchten Abutmentdesigns und -materialien sowie unterschiedlicher Hebellängen, d. h. verschieden langer monolithischer Kronen auf vollkeramischen Hybridabutments, sind in Ermangelung aussagekräftiger Untersuchungen weitgehend unbekannt. Ausgehend von der vorhandenen Literatur kann jedoch vermutet werden, dass unabhängig vom Kronen-Implantat-Verhältnis die effektive Kronenlänge relevanter für das Auftreten von technischen Komplikationen ist.

Das Erkenntnisinteresse der vorliegenden Untersuchung gilt demnach der vergleichenden Evaluierung der maximalen Belastbarkeit von verschiedenen

vollkeramischen Hybridabutments und monolithischen Lithiumdisilikat-Hybridkronen mit speziellem Fokus auf den Einfluss unterschiedlicher Kronenlängen und Titanklebebasen. Im Rahmen dieser Arbeit werden dazu folgende Fragestellungen bearbeitet:

1. Ist die maximale Belastbarkeit von Hybridkronen und mit vollkeramischen Kronen versorgten Hybridabutments abhängig von der Kronenlänge?
2. Ergeben sich Unterschiede in den maximalen Belastbarkeiten [N] für die verschiedenen Abutmentmaterialien Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid?
3. Wie wirken sich unterschiedliche Kaminlängen und damit unterschiedlich große Klebeflächen der Titanklebebasen auf die maximale Belastbarkeit aus?

Der Untersuchung zur Evaluierung der maximalen Belastbarkeit [N] und des maximalen Biegemomentes [Nmm] von zweiteiligen Keramik-Abutments und Hybridkronen nach Alterung werden in diesem Zusammenhang folgenden Null-Hypothesen zugrunde gelegt:

1. Die Kronenlänge hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit.
2. Das Abutmentmaterial hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit.
3. Die Klebefläche der Titanklebebasen hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit.

## II Material und Methode

### II.1 Zu prüfende Materialien

#### II.1.1 Untersuchtes Implantatsystem

Die Untersuchung der maximalen Belastbarkeit von zweiteiligen Titan-Keramik-Abutments und Hybridkronen nach Alterung wurde mittels eines etablierten Implantatsystems der Firma *Camlog* (Tab. 2-1) durchgeführt.

**Tabelle 2-1: Implantatsystem**

System	Bezeichnung	Hersteller	Material	Art.-Nr.
<b>Camlog</b>	Camlog Screw-Line Promote Plus D4,3 / L13	ALTATEC GmbH D-71299 Wimsheim	Titan	K1952.4213

Die Fixierung der individuell gefertigten, zweiteiligen Hybridabutments und Hybridkronen erfolgte unter Verwendung von Titanklebebasen mit zwei verschiedenen Längen (Tab. 2-2), mit denen verschiedene keramische Aufbauten adhäsiv verbunden wurden.

Zur näherungsweisen Berechnung der zur Verfügung stehenden Klebefläche kann die Formel

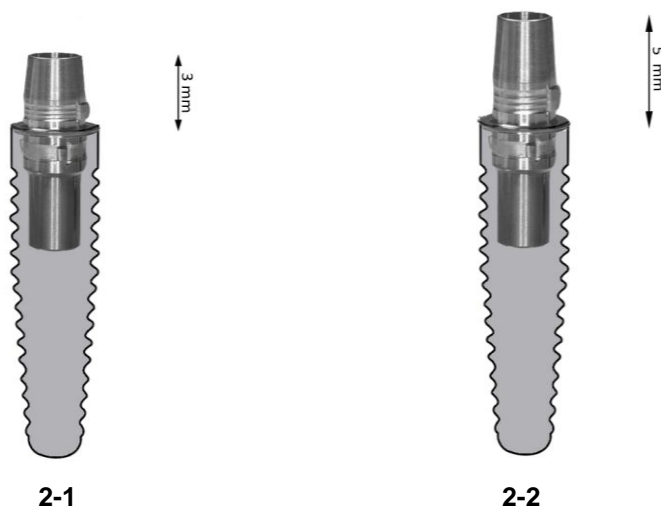
$$M = 2 \times \pi \times r \times h$$

zur Berechnung der Mantelfläche eines Zylinders herangezogen werden. Der Radius  $r$  der Klebebasen beträgt 1,5 mm; die Höhe ergibt sich aus der verwendeten Klebebasis. Für die 3 mm hohen Klebebasen ergibt sich eine näherungsweise ermittelte Klebefläche von 28 mm<sup>2</sup>; für die 5 mm hohen Klebebasen eine Fläche von 47 mm<sup>2</sup>.

**Tabelle 2-2: Klebebasen**

System	Bezeichnung	Hersteller	Material	Art.-Nr.
<b>Camlog</b>	Camlog Titanbasis Keramikabutment D 4,3 / H 3mm	ALTATEC GmbH D-71299 Wimsheim	Titan	K2242.4342
<b>Camlog</b>	Camlog Titanbasis CAD/CAM D 4,3 / H 5mm	ALTATEC GmbH D-71299 Wimsheim	Titan	K2244.4348

Die folgenden Abbildungen stellen jeweils exemplarisch einen Implantat-Klebebasen-Komplex dar (Abb. 2-1 und -2).



Das prothetische Interface zwischen Implantat und Abutment des verwendeten *Camlog-Screw-Line*-Implantatsystems wird durch eine parallele Tube-in-Tube-Verbindung realisiert und entspricht damit dem Prinzip der internen Stoßverbindung. Zur Rotationssicherung besitzt das Implantat drei Nuten und das korrespondierende Aufbauteil drei komplementäre Nocken. Dieses geometrische Prinzip erlaubt ein reproduzierbares Ausrichten des Abutments.

### II.1.2 Untersuchte keramische Abutmentmaterialien

Zwei verschiedene Keramiken – Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid – wurden auf ihre Eignung als Abutmentmaterial und Material für die Implantatversorgung mit Hybridkronen präklinisch erprobt (Tab. 2-3).

**Tabelle 2-3: Keramische Abutmentmaterialien**

System	Rohling	Material	Hersteller	Art.-Nr.
<b>IPS e.max CAD for CEREC</b>	MO1 / A14(S)	Lithium-disilikat	IvoclarVivadent	644358
<b>Organic Zirkon medium</b>	18,0-mm-Ronde	Zirkonium-dioxid	R+K Organical CAD/CAM GmbH	67-1102

### II.1.3 Untersuchtes keramisches Kronenmaterial

Im Zuge der Versuchsdurchführung wurden die fertiggestellten Implantat-Abutment-Komplexe mit CAD/CAM-gefertigten Kronen aus Lithiumdisilikat versorgt (Tab. 2-4).

**Tabelle 2-4: Keramische Kronenmaterialien**

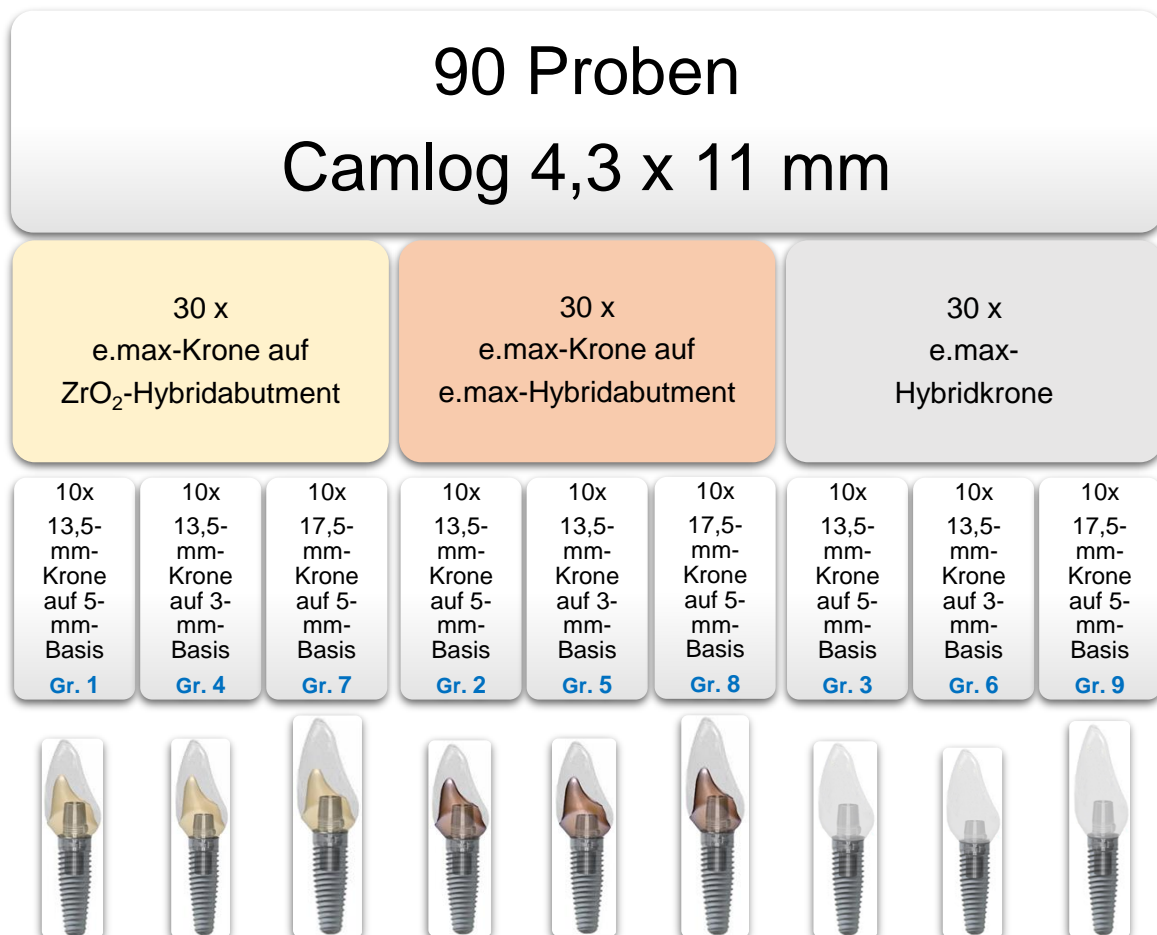
System	Rohling	Material	Hersteller	Art.-Nr.	Art
<b>IPS e.max CAD for CEREC</b>	LT A3 / A16(S)	Lithium-disilikat	IvoclarVivadent	644369	Hybridkrone
<b>IPS e.max CAD for CEREC</b>	LT A3 / C14	Lithium-disilikat	IvoclarVivadent	605330	Krone

## II.2 Versuchsdesign

Der gesamte Versuchsaufbau wurde streng nach den Vorgaben der ISO-Norm 14801:2007 [120] entworfen und umgesetzt. Alle Teilschritte erfolgten dabei nach standardisierten Arbeitsabläufen. Im Rahmen des Hauptversuches der Untersuchung wurden 90 Proben hergestellt und ausgewertet. Es handelt sich dabei zum einen um sechs Gruppen von zementierten Lithiumdisilikat-Kronen auf zwei verschiedenen vollkeramischen Abutmentmaterialien aus Lithiumdisilikat bzw. Zirkoniumdioxid und zum anderen um drei Gruppen okklusal verschraubter Hybridkronen. Zur Simulation unterschiedlicher Hebelverhältnisse wurden zwei verschiedene Kronenlängen (13,5 und 17,5 mm) und zur Untersuchung des Einflusses der Klebefläche zwei unterschiedliche Klebebasen mit einer Höhe von 3 mm und 5 mm verwendet und getestet.

### II.2.1 Flussdiagramm des Versuchsdesigns

#### 2-3: Übersicht Rahmendaten



Hierzu wurden 90 *Camlog-Promote-Plus*-Implantate 4,3 x 11 mm in einem standardisierten Verfahren in Kunststoff eingebettet und nachfolgend mit den ihrer Versuchsgruppe zugehörigen Abutments und Kronen versorgt. Die im Anschluss simultan vorgenommene thermomechanische Wechselbelastung (TCML) der fertigen Proben wurde in der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität München durchgeführt. Die auf diese Weise gealterten Proben wurden dann an einer Universalprüfmaschine bis zum Versagen belastet; dabei wurden die Parameter Überlebensraten nach TCML, maximale Belastbarkeit [N] und maximales Biegemoment [N mm] ausgewertet. Parallel dazu wurden bei allen Proben die Bruchlastversuche mittels Hochgeschwindigkeits-Makroaufnahmen sowohl foto- als auch videografisch dokumentiert.

## II.2.2 Gruppeneinteilung

**Tabelle 2-5: Versuchsgruppen**

<b>Gruppe</b>	<b>Synonym</b>	<b>Material</b>	<b>Länge Kronen/Abutment [mm]</b>	<b>Länge T-Base [mm]</b>
1	ZrE13,5/5	ZrO <sub>2</sub> /e.max	13,5	5
2	EE13,5/5	e.max/e.max	13,5	5
3	EH13,5/5	e.max	13,5	5
4	ZrE13,5/3	ZrO <sub>2</sub> /e.max	13,5	3
5	EE13,5/3	e.max/e.max	13,5	3
6	EH13,5/3	e.max	13,5	3
7	ZrE17,5/5	ZrO <sub>2</sub> /e.max	17,5	5
8	EE17,5/5	e.max/e.max	17,5	5
9	EH17,5/5	e.max	17,5	5



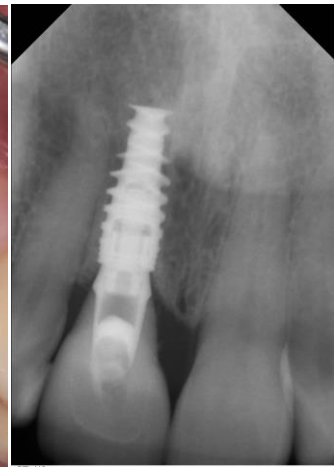
## II.3 Methodik

### II.3.1 Fallauswahl

Um möglichst genaue, d. h. klinisch relevante Ergebnisse evaluieren zu können und ein standardisiertes Herstellungsverfahren zu gewährleisten, diente ein Meistermodell eines realen Patientenfalls (Abb. 2-4 bis -13) als Konstruktionsvorlage.



2-4



2-5

### II.3.2 Modellherstellung

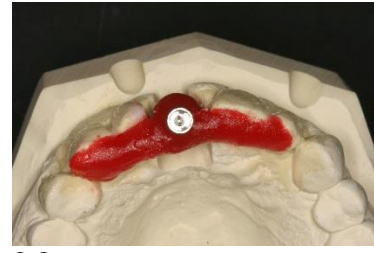
Dazu wurde ein originaler *Camlog*-Abformpfosten<sup>1</sup> so modifiziert, dass er auf dem im Patientenmodell vorhandenen, nicht von *Camlog* stammenden Modellanalogon spaltfrei fixiert werden konnte. Mithilfe eines Modellierkunststoffes<sup>2</sup> wurde zunächst ein Übertragungsschlüssel gefertigt, dann das Modell im Bereich des fehlendes Zahnes 11 per Wax-Up<sup>3</sup> vervollständigt und schließlich doubliert<sup>4+5</sup>. Auf dem so entstandenen<sup>6</sup> neuen Patientenmodell wurde nach Radierung<sup>7</sup> des Zahnes 11 die Implantatposition mittels Übertragungsschlüssel rekonstruiert<sup>8</sup> und abschließend - zur späteren Passgenauigkeitskontrolle der Restaurationen - eine abnehmbare Gingivamaske aus Silikon<sup>9</sup> hergestellt (Abb. 2-6 bis 2-13).



2-6



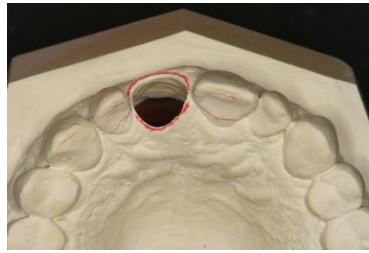
2-7



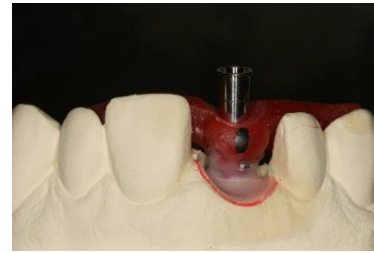
2-8



2-9



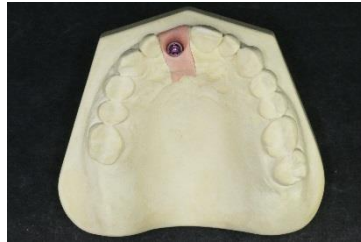
2-10



2-11



2-12



2-13

### *II.3.3 Computer Aided Design (CAD)*

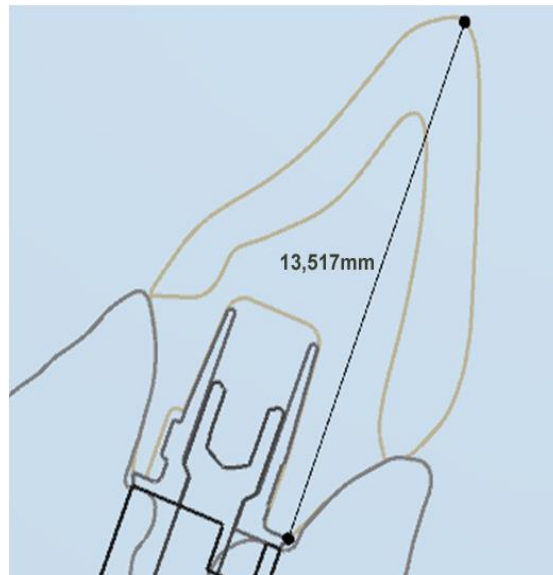
#### *II.3.3.1 Digitalisierung der Modelle*

Das Design der Abutments und Kronen erfolgte digital mittels CAD. Dazu mussten die Modelle digitalisiert werden. Dies wurde zum einen mithilfe eines Intraoralscanners<sup>10</sup> (*Cerec Omnicam*) und zum anderen durch die Verwendung eines Modellscanners<sup>11</sup> realisiert. Die Position des Implantats wurde dabei durch die Montage passender Scanpfosten<sup>12+13</sup> in die jeweilige Software übertragen.

#### *II.3.3.2 Kronen- und Abutmentdesign*

Unter Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten wurden erste Entwürfe des Kronen- und Abutmentdesigns erstellt – unter Verwendung von *3shapelab* (Version 2.15.6.1) für sämtliche Zirkoniumdioxid-Abutments sowie mittels *Cerec Premium CAM SW* (Version 4.4) für Lithiumdisilikat-Abutments, Kronen und Hybridkronen. Nach der CAD-Entwurfsphase wurden Prototypen in PMMA<sup>14</sup> gefräst,

auf dem Modell analysiert und hinsichtlich des marginalen Kronenrandverlaufes optimiert, der zum Zweck einer möglichst idealen Zementrestentfernung vestibulär äqui- und palatinal supragingival liegen sollte. Aus dem Abstand zwischen Implantatschulter und projizierter Inzisalkante des kontralateralen Zahnes 21 ergab sich die Gesamtlänge von 13,5 mm für Abutment und Krone (Abb. 2-14).



2-14

## II.4 Vorversuche

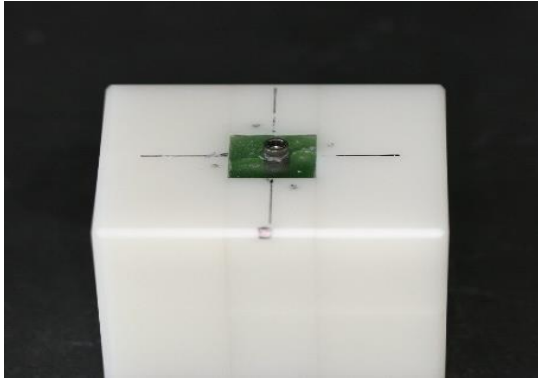
Zur Erarbeitung einer Standardisierung in der Probenherstellung, zur Optimierung der Fertigungsprozesse sowie auch der Kausimulations- und Bruchlastversuche fanden zwei Vorversuche mit insgesamt 17 Proben statt. Dazu wurde eine Setzlehre für das standardisierte Einbetten der Implantate entwickelt (Abb. 2-15 bis 2-18). Im ersten Vorversuch wurden durch die Auswertung der während der Bruchlastversuche erfolgten Fotodokumentation als Zufallsbefund Spaltbildungen zwischen den Implantatschultern und den Titanklebebasen im unterkritischen Lastbereich auffällig. Zur genaueren Untersuchung dieses Phänomens wurde für die Hauptversuche eine Videodokumentation der Bruchlastversuche geplant und umgesetzt.

## II.5 Probenherstellung

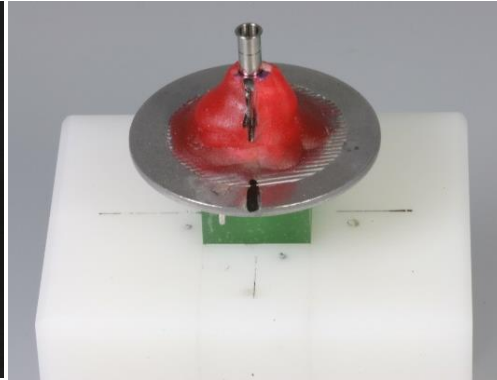
### II.5.1 Implantateinbettung

Den Anforderungen der ISO-Norm 14801:2007 folgend wurden die Implantate zu Beginn der Versuchsreihe in ein Kaltpolymerisat<sup>15</sup> (*Technovit 4002IQ*; HeraeusKulzer) eingebettet. Der Anmischvorgang<sup>16+17</sup> des 2-Komponenten-Kunststoffes erfolgte entsprechend den Herstellerangaben in einem Mischungsverhältnis<sup>18</sup> von 25 g Pulver zu 20 g Flüssigkeit. Für die Einbettung der Implantate wurde eine spezielle Einbettform aus dem thermoplastischen Kunststoff Polyoxymethylen (POM) hergestellt, in welcher die notwendigen Außenmaße der Kunststoffblöcke – 10 mm x 10 mm x 20 mm – für die Aufnahmen der Kausimulatoren abgebildet waren.

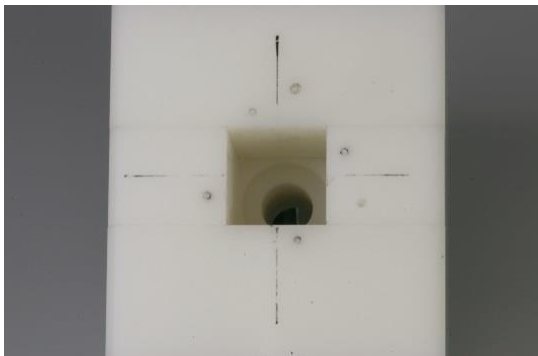
Da alle Proben auf einem Patientenfall basierten und standardisiert hergestellt werden sollten, wurde für den Versuchsabschnitt der Einbettung eine spezielle Implantat-Setzlehre konstruiert. In der Setzlehre wurde mithilfe eines Parallelometers<sup>19</sup> ein *Camlog-Abformpfosten*<sup>1</sup> fixiert und mit einer Außenmarkierung justiert. Die Abdichtung zum Implantat wurde unter Verwendung eines weichbleibenden Gingivamaskenmaterials<sup>9</sup> realisiert, das eine präzise wie auch reproduzierbare Positionierung der Implantate in der Einbettform sowie die Begrenzung der Einbettung bis ca. 3 mm apikal in Bezug auf die Implantatschulter ermöglichte. Auf diese Weise konnte die in laut ISO-Norm 14801:2007 geforderte Simulation des krestalen Knochenabbaues von  $3 \pm 0,5$  mm umgesetzt werden. Zur Einbettung der Implantate wurde die Form samt Positionierungshilfe auf den Kopf gedreht und dann über die basale Öffnung das angemischte Kaltpolymerisat appliziert (Abb. 2-15 bis 2-18).



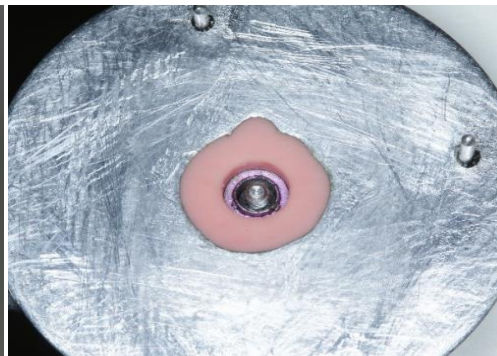
2-15



2-16



2-17



2-18

## *II.5.2 Herstellung der prothetischen Aufbauten*

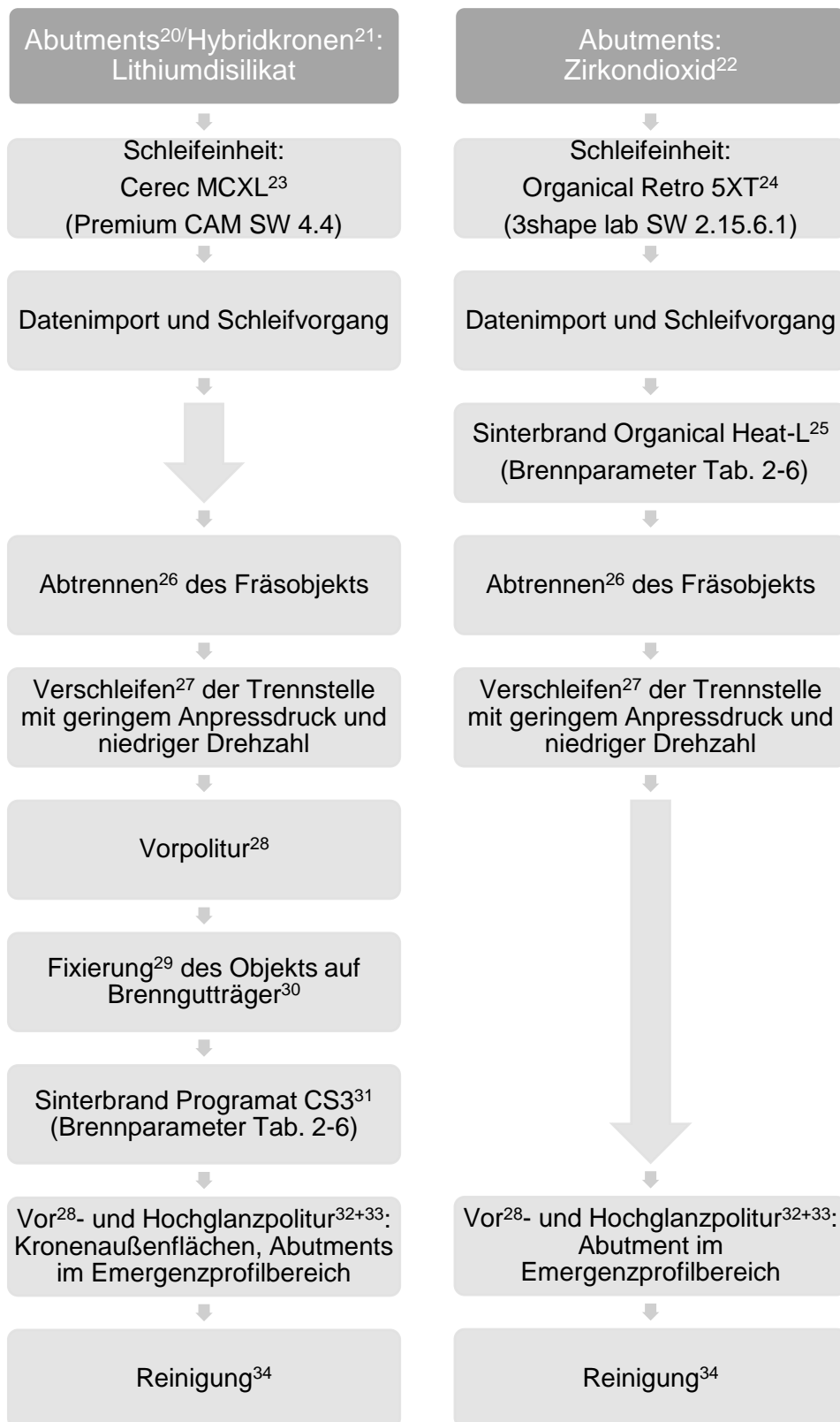
### *II.5.2.1 Herstellung der Abutments und Hybridkronen*

Die Herstellung aller 90 Probeeinheiten, d. h. von 30 Abutments und 30 Hybridkronen aus Lithiumdisilikat sowie von 30 Abutments aus Zirkoniumdioxid erfolgte nach zwei mittels Flussdiagramm (Abb. 2-19) visualisierten Arbeitsabläufen. Zuvor werden in Tabelle 2-6 die Parameter des Sinterbrandes der Keramiken veranschaulicht.

**Tabelle 2-6: Brennparameter (nach Herstellerangaben)**

<b>Parameter</b>	<b>Sinterbrand Lithiumdisilikat</b>	<b>Sinterbrand Zirkoniumdioxid</b>
<b>Bereitschaftstemperatur</b>	403°C	Raumtemperatur
<b>Schließzeit</b>	6 min	
<b>Heizrate t1</b>	90°C/min	10°C/min
<b>Brenntemperatur T1</b>	820°C	1500°C
<b>Haltezeit H1</b>	10 min	120 min
<b>Heizrate t2</b>	30°C/min	-
<b>Brenntemperatur T2</b>	840°C	-
<b>Haltezeit H2</b>	7 min	-
<b>Vakuum 1</b>	550-820°C	-
<b>Vakuum 2</b>	820-840°C	-
<b>Langzeitabkühlung L</b>	700°C	Raumtemperatur
<b>Kühlrate</b>	-	10°C/min

## 2-19: Materialspezifische Prozessabläufe



### *II.5.2.2 Adhäsivfixierung der Lithiumdisilikat-Abutments und -Hybridkronen auf den Titanklebebasen*

Die Bearbeitung der Klebeflächen, die Anwendung des Haftvermittlers sowie des Befestigungskomposits erfolgte streng nach Herstellerangaben (Stand 2013) [121]. Dazu wurden die Titanklebebasen<sup>35+36</sup> mit separaten Laborschrauben<sup>37</sup> auf Laboranaloga<sup>38</sup> geschraubt. Nach dem Strahlen<sup>39</sup> der Basenklebeflächen mit 50 µm Aluminiumoxid bei 2,5 bar, einem Abstand von 10 mm, einer Strahldauer von 10 s und einem Strahlwinkel von ca. 60° wurden die Strahlmittelreste durch Abdampfen mit einem Wasserdampfstrahlgerät<sup>34</sup> entfernt. Die Laborschraube wurde dann durch die *Camlog*-Klebehilfe<sup>40</sup> ersetzt und die Lage der Positionierungsnocke der Klebebasen mit einem wasserfesten Stift<sup>41</sup> auf das Laboranalogon übertragen. Dies diente der sicheren Positionierung des Abutments beim Klebevorgang. Abutments und Hybridkronen wurden des Weiteren luminal für 20 s mit Flusssäure-Gel<sup>42</sup> (HF, 5%) geätzt, 30 s mit Wasser abgesprüht, für 2 min mittels Isopropanol<sup>43</sup> im Ultraschallbad<sup>44</sup> gereinigt und anschließend im wasser- und ölfreien Luftstrom getrocknet.

Im Anschluss daran erfolgte die Konditionierung der Klebeflächen von Kronen, Abutments und Titanbasen durch eine Universal-Silan-Lösung<sup>45</sup>. Diese wurde mit einem Applikatorpinsel<sup>46</sup> überschüssig aufgebracht, für 60 s in Bewegung gehalten und im Anschluss im wasser- und ölfreien Luftstrom getrocknet. Unmittelbar danach wurde das Befestigungskomposit<sup>47</sup> (*Multilink Hybrid Abutment*, IvoclarVivadent) mittels Automix-Applikatorspitze zirkulär auf die Klebebasen appliziert und die Abutments und Hybridkronen dann unter leichtem Fingerdruck in die Endposition gebracht. Nach initialem, 2-minütigen Anhärteten wurden die Überschüsse entfernt und ein Sauerstoffblocker<sup>48</sup> ebenfalls zirkulär aufgetragen. Abschließend fand – nach 7-minütiger Autopolymerisation – eine Politur der Zementfuge mit Gummipolierern<sup>49</sup> statt.

### *II.5.2.3 Adhäsivfixierung der Zirkoniumdioxid-Abutments auf den Titanbasen*

Die luminale Klebefläche der Abutments wurde hierbei mit 50 µm Aluminiumoxid bei 2,5 bar sowie im Abstand 10 mm bei einer Strahldauer von 10 s bestrahlt<sup>39</sup>. Die weitere Konditionierung lief analog zum in II.5.2.2 beschriebenen Verfahren ab.



**Tabelle 2-7: Verwendete Befestigungskomposite**

Produkt	Hersteller	Artikel	Zusammensetzung (laut Hersteller)
Monobond Plus	IvoclarVivadent AG, FL-9494 Schaan-Liechtenstein Ref. 626221	Universal-Haftvermittler	Ethanol 96% Silan $\leq 2,5\%$ Methacrylatphosphorsäureester $\leq 2,5\%$
Multilink Hybrid Abutment	IvoclarVivadent AG, FL-9494 Schaan-Liechtenstein Ref. 647183	autohärtendes Befestigungskomposit	<b>Base:</b> Bisphenol-A-Dimethacrylat, BIS-GMA, HEMA, DMAEMA Anorganische Füller 36% Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, sphäroides Mischoxid, Titandioxid <b>Catalyst:</b> Ytterbiumtrifluorid, Bisphenol-A-Dimethacrylat,UDMA, HEMA, Dibenzoylperoxid
Multilink Automix	IvoclarVivadent AG, FL-9494 Schaan-Liechtenstein Ref. 615216	dualhärtendes Befestigungskomposit	<b>Base:</b> Bisphenol-A-Dimethacrylat, BIS-GMA, HEMA, DMAEMA Anorganische Füller 40% Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, sphäroides Mischoxid <b>Catalyst:</b> Ytterbiumtrifluorid, Bisphenol-A-Dimethacrylat,UDMA, HEMA, Dibenzoylperoxid
Tetric EvoCeram	IvoclarVivadent AG, FL-9494 Schaan-Liechtenstein Ref. 590312	lichthärtendes Nanohybrid-Komposit	Dimethacrylat 17% (UDMA, Bis-phenol-A-Dimethacrylat), BIS-GMA Füller 82% Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, sphäroides Mischoxid, Copolymer, Stabilisatoren, Pigmente $<1\%$

### II.5.3 Implantatfixierung der Abutments und Hybridkronen

Die fertiggestellten Abutmentkomplexe wurden im weiteren Verfahrensverlauf mit den jeweils komplementären Implantaten verschraubt und dabei so ausgerichtet, dass die Vestibulärflächen der Abutments und Kronen mit den ebenfalls in vestibuläre Richtung zeigenden Implantatnocken abschließen. Die Verschraubung erfolgte streng nach Herstellerangaben mit der definitiven Abutmentschraube<sup>50</sup> und einer

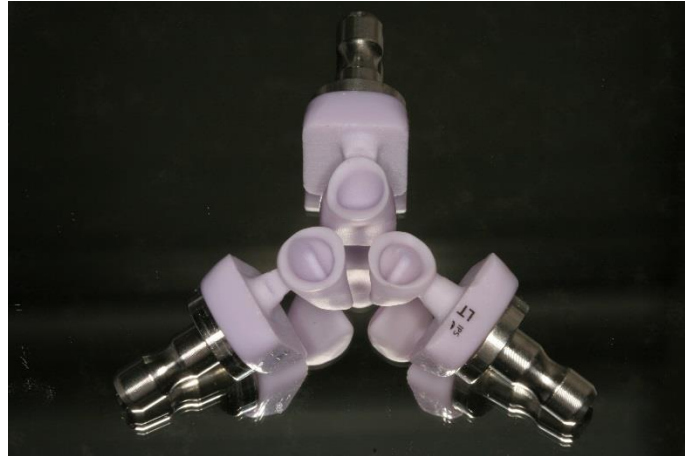
kalibrierten Drehmomentratsche<sup>51</sup>. Dabei wurden die Schrauben im Abstand von jeweils 5 min mit jeweils 25 N cm Drehmoment angezogen. Anschließend wurden die Schraubenkanäle mit erwärmter Stangen-Guttapercha<sup>52</sup> und einem planen Stopfer<sup>53</sup> überstandsfrei verschlossen.

#### *II.5.4 Adhäsiiver Verschluss des Schraubenkanals der Hybridkronen*

Das letzte Drittel des palatinal offenen Schraubenkanals der Hybridkronen wurde für den adhäsiven Verschluss mit Flußsäure-Gel<sup>42</sup> (HF, 5%) für 20 s geätzt. Danach erfolgte die Entfernung des Gel mittels Sprühnebel (H<sub>2</sub>O, 30 s) und die Trocknung des konditionierten Bereichs im wasser- und ölfreien Luftstrom. Im nächsten Schritt wurde ein lichthärtender Haftvermittler<sup>54</sup> (*Heliobond*, IvoclarVivadent) mithilfe eines Applikatorpinsels<sup>46</sup> für 30 s dünn aufgebracht, leicht verblasen und anschließend mit Licht für 40 s gehärtet<sup>55</sup>. Unmittelbar im Anschluss wurde das Füllungskomposit<sup>56</sup> mit Hilfe eines Füllungsinstruments<sup>57</sup> eingebracht und die Oberfläche im Bereich des Schraubenkanals anatomisch korrekt ausmodelliert. Abschließend erfolgte, nach finaler 2-minütiger Lichthärtung<sup>58</sup>, die Überschussentfernung sowie eine Politur mit Gummipolierern<sup>49</sup>.

#### *II.5.5 Kronenherstellung*

Die CAD-gestützte Herstellung der 60 Kronen auf den Hybridabutments aus Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid erfolgte an der *CEREC*-Schleifeinheit<sup>23</sup> aus den entsprechenden *e.max-CAD*<sup>59</sup>-Rohlingen aus Lithiumdisilikat (Abb. 2-20). Dafür wurden die bestehenden finalen Datensätze aus dem Vorversuch benutzt. Die Fertigstellung der Kronen erfolgte nach dem in Kapitel II.5.2.1 beschriebenen Verfahren.



2-20

### II.5.6 Zementierung der Vollkeramikkronen

Zum Verschluss des Schraubenkanals der verschraubten Abutments wurde erwärmte weiße Stangen-Guttapercha<sup>52</sup> verwendet, die mit einem planen Stopfer<sup>53</sup> überschussfrei eingebracht wurde. Die Lithiumdisilikat-Abutments wurden für die Vorbereitung der adhäsiven Zementierung zirkulär mit Flusssäure-Gel<sup>42</sup> (HF, 5%) für 20 s geätzt, das hiernach 30 s lang mittels Wassersprühnebel entfernt wurde. Der konditionierte Bereich erfuhr schließlich eine Trocknung im wasser- und ölfreien Luftstrom. Sämtliche Zirkoniumdioxid-Abutments wurden zirkulär – wie in II.5.2.2 *beschrieben* – gestrahlt<sup>39</sup>, für 30 s mit Wasserdampf<sup>34</sup> gereinigt sowie im wasser- und ölfreien Luftstrom getrocknet. Die Lithiumdisilikat-Kronen wurden luminal mit Flusssäure-Gel<sup>42</sup> (HF, 5%) für 20 s geätzt, dann für 30 s mit Wasser abgesprüht, schließlich zur Entfernung der Präzipitate für 2 min im Ultraschallbad<sup>44</sup> gereinigt und final im wasser- und ölfreien Luftstrom getrocknet. Die Klebeflächen von Kronen und Abutment konditionierte man folgend durch eine Universal-Silan-Lösung<sup>45</sup>, die mit einem Applikatorpinsel<sup>46</sup> im Überschuss aufgebracht, für 60 s in Bewegung gehalten und im Anschluss im wasser- und ölfreien Luftstrom getrocknet wurde.

Unmittelbar danach wurde das dualhärtende Befestigungskomposit<sup>60</sup> (*Multilink Automix*) mittels Automix-Applikatorspritze luminal in die Kronen eingebracht, die Restaurationen auf den Abutments positioniert und unter leichtem Fingerdruck in die Endposition gebracht. Nach der initialen Vorpolymerisation<sup>55</sup> erfolgte die Entfernung der Überschüsse mit einem Scaler<sup>61</sup>, die Applikation eines Sauerstoffblockers<sup>48</sup> und die 5-minütige Endpolymerisation<sup>58</sup>. Die finale Politur der Zementfuge wurde mit Gummipolierern<sup>49</sup> von mittel bis fein durchgeführt.

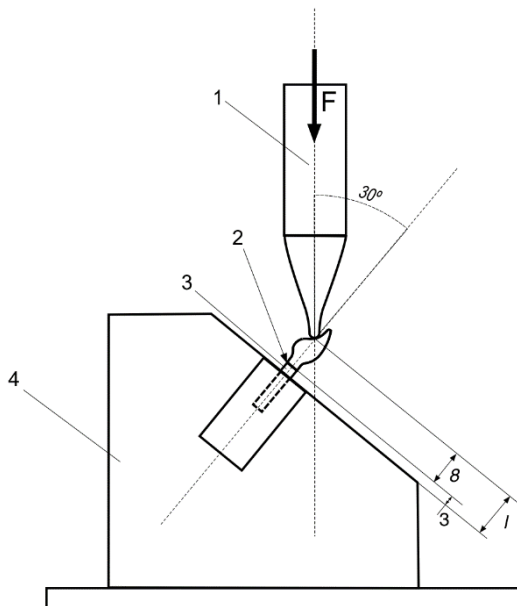
## II.6 Simulation der Probenalterung

### II.6.1 Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate

Die simultan durchgeführte thermomechanische Kausimulation der Proben erfolgte nach den Richtlinien der ISO-Norm 14801:2007, die ein Prüfverfahren zur Ermüdung von einpfostig-enossalen Dental-Implantaten transmukosalen Typs und ihren vorgefertigten Implantataufbauten festschreibt [120]. Die im Zusammenhang mit den durchgeführten Belastungsversuchen definierten Norminhalte sind im Folgenden aufgelistet:

- Die Prüfung muss an Probekörpern vorgenommen werden, die für das fertige Produkt repräsentativ sind.
- Der verwendete Implantat-Abutment-Komplex muss im zusammengebauten Zustand entsprechend den Angaben des Herstellers geprüft werden.
- Der verwendete Kausimulator muss die vorgesehene Belastung mit einer Fehlerquote implementieren, die  $\pm 5\%$  bei der Höchstbelastung nicht übersteigt.
- Der Implantat-Abutment-Komplex muss so positioniert werden, dass seine Achse einen Winkel von  $30 \pm 2^\circ$  zur Belastungsrichtung des Prüfgerätes bildet.
- Die Belastungskraft des Prüfgerätes muss über einen deformationsbeständigen Belastungsaufsatz mit einer halbkugelförmigen Kontaktfläche auf das Implantat übertragen werden.
- Das Belastungszentrum muss in der mittleren Längsachse des enossalen Dental-Implantats liegen.
- Das Belastungsgerät muss in Querrichtung frei beweglich sein, damit die Größe des aufgebrachten Biegemoments nicht verringert wird. Dies wird durch einen Punktkontakt zwischen Belastungsaufsatz und Prüfmaschinenaufbau erreicht.
- Für den Fall fehlender Rotationssymmetrie um die Achse der nominellen prothetischen Belastung muss die Belastungsgeometrie so gewählt werden, dass der jeweils ungünstigste Fall geprüft wird, der für die beabsichtigte Anwendung des Implantats eintreten kann.

- Der im Knochen zu verankernde Teil des Probekörpers muss mit einer starren Einspannvorrichtung befestigt werden. Wenn Einbettungsmaterial verwendet wird, muss es ein Elastizitätsmodul aufweisen, das größer als 3 GPa ist.
- Das Gerät muss das Einspannen des Probekörpers in einem Abstand von  $3,0 \pm 0,5$  mm apikal vom nominellen Knochenrand ermöglichen.
- Die Maße des Belastungsaufsatzes müssen so gewählt werden, dass sich ein Abstand  $l = 11,0 \pm 0,5$  mm vom Belastungszentrum bis zur Einspannebene ergibt. Im Fall eines enossal-dentalen Implantatkörpers und eines Verbindungsteils, bei dem ein Wert von  $l = 11$  mm nicht einfach erreicht werden kann, darf für  $l$  ein größerer Wert gewählt werden.
- Prüfungen in flüssigen Medien müssen mit Frequenzen  $\leq 2$  Hz durchgeführt werden.



2-21

#### **Legende**

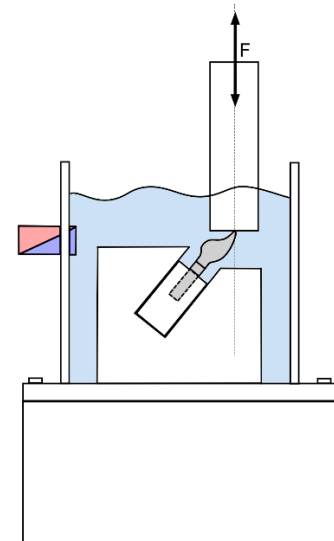
- 1 *Belastungsgerät*
- 2 *nomineller Knochenrand*
- 3 *dentaler Implantatkörper*
- 4 *Probekörperhalterung*

## II.6.2 Simultane thermomechanische Wechselbelastung

### II.6.2.1 Versuchsaufbau des Kausimulators



2-22



2-23

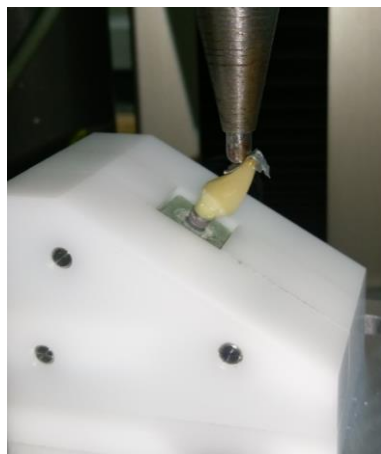
### II.6.2.2 Ablauf der thermomechanischen Wechselbelastung

Für die Versuchsreihe standen zwei computergestützte Kausimulatoren<sup>62</sup> mit jeweils acht Probenkammern zur Verfügung. Zur Bewegung der Intender in den Probenkammern dienen digitale Servoantriebe, die über Motion-Controller programmiert werden. Die belastende Kraft wurde über Stahlintender ( $\varnothing$  16 mm) direkt auf die Inzisalkante der Kronen aufgebracht. Die Versuchsreihe wurde unter Laborbedingungen bei  $23^\circ \pm 2^\circ\text{C}$  durchgeführt. Jede Probe wurde einer computergestützten Kausimulation von  $1,2 \times 10^6$  Zyklen unterzogen, wobei die Belastungskraft zwischen 0 N und 50 N wechselte und die Zyklusfrequenz jeweils 1,2 Hertz betrug. Simultan erfolgte eine Temperaturwechselbadbelastung im Umfang von 10.000 Zyklen bei entweder  $5^\circ\text{C}$  oder  $55^\circ\text{C}$  mit einer Haltezeit von jeweils 30 s (Abb. 2-22, -23).

## II.7 Ermittlungen der maximalen Belastbarkeit und Dokumentation der Spaltbildung

### II.7.1 Probenhalterung

Die Proben wurden den Richtlinien der ISO-Norm 14801:2007 zufolge in einer Universalprüfmaschine im Winkel von 30° palatinal zur Implantatachse belastet. Der Kraftangriffspunkt lag ca. 2 mm unterhalb der Inzisalkante der Kronen. Die vestibuläre Neigung gegen die Lotsenkrechte wurde durch die Konstruktion der Probenhalterung gewährleistet. Die Probenhalterung wurde aus einem POM-Block gefräst, dessen innere Abmessungen exakt den Innenmaßen der für die Kunststoffblöcke verwendeten POM-Einbettform entsprachen. Der POM-Block wurde zudem mit einer Aluminiumgrundplatte fest verschraubt. Diese Grundplatte diente wiederum der festen Verschraubung mit dem Fuß der Prüfmaschine<sup>63</sup>. Zwischen Stempel und Krone wurde abschließend eine 0,6 mm starke Zinnfolie<sup>64</sup> positioniert (Abb. 2-24).



2-24

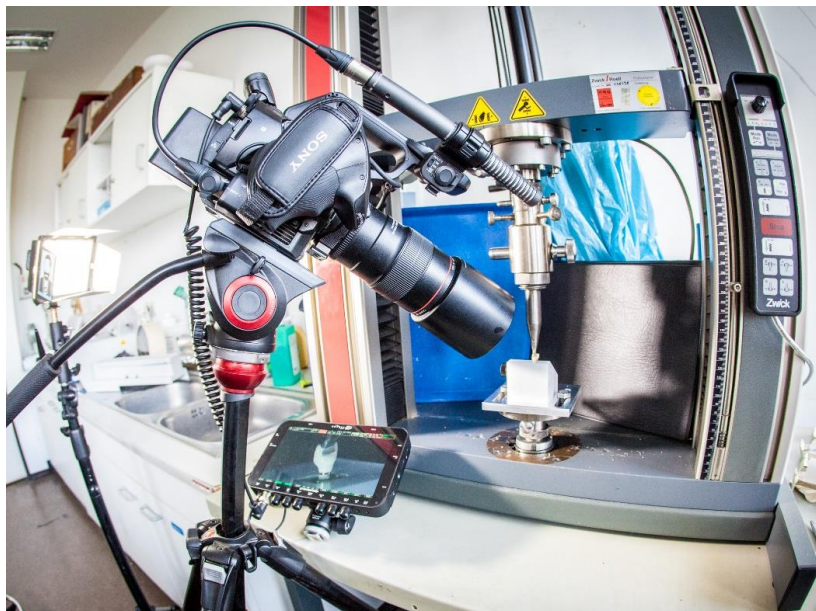
### II.7.2 Linear steigende Belastung

Vor Belastungsbeginn wurde mit dem Erreichen der Vorlast von 0,2 N die Kraft auf 0 geeicht und der Versuch gestartet. Die Proben wurden mit einer linearen Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min bis zum Versagen belastet. Dabei wurde die Kraftabschaltswelle, nach deren Erreichen der Versuch automatisch abgebrochen wird, auf 50% der Maximalkraft  $F_{\max}$  definiert. Die Belastungssteigerung erfolgte stufenlos und ohne Haltezeit. Pro Versuch kamen 50 Datensätze zur Auswertung, wobei die Maximalkraft und die Längenänderung unter Belastung –  $\Delta L$  – bei  $F_{\max}$  erfasst wurden.

### II.7.3 Technische Rahmendaten zur Durchführung der Video- und Fotodokumentation

Zur Dokumentation und Auswertung der in den Vorversuchen aufgefallenen Randspaltphänomene wurden sämtliche Bruchversuche videodokumentarisch (Abb. 2-25) aufgezeichnet. Die dazu verwendete Ausrüstung wird im Folgenden aufgelistet:

1. Kamera: Sony FS 700
2. Objektiv: Canon 100mm Makro 2,8 L
3. Stativ: Manfrotto MVH502AH
4. Licht: LED-Licht YN160 YONGUNO
5. Monitor: Convergent Design Odyssey 7Q+
6. Software (Nachbearbeitung): Adobe Premiere CC



2-25

Zur detaillierten Auswertung der Videodaten erfolgte zeitgleich eine Bildschirmaufnahme der jeweiligen Probengrafik des aufzeichnenden Programms *testXpert I<sup>65</sup>* (Version 3.2). Zusätzlich erfolgte eine makrofotografische Dokumentation der Versuche mit:

1. Kamera: Canon EOS 70 D
2. Objektiv: Canon 100 mm Makro 2,8 L
3. Blitz: Canon Ringlite MR-14 EX



## II.8 Auswertung

Zur numerischen Auswertung diene der Parameter der maximalen Belastung  $F_{\max}$  in N beim Versagen des Probekörpers. Um einen weiteren Vergleichsparameter zu gewinnen, der den unterschiedlichen Kronenlängen Rechnung trägt, wurde das maximale Biegemoment  $M_{\max}$  in Betracht gezogen, das wie folgt berechnet wird:

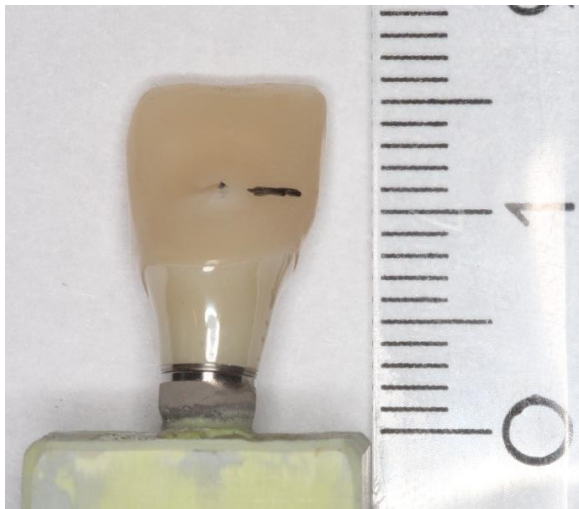
$$M_{\max} = y \times F$$

Der Drehmomentarm  $y$  ist definiert als  $l \times \sin 30^\circ$ . Für die Standardkonfiguration ist der Drehmomentarm  $y$  definiert als  $0,5 \times l$ . Für den in der Abbildung gezeigten Fall wird  $M_{\max}$  demnach folgendermaßen berechnet:

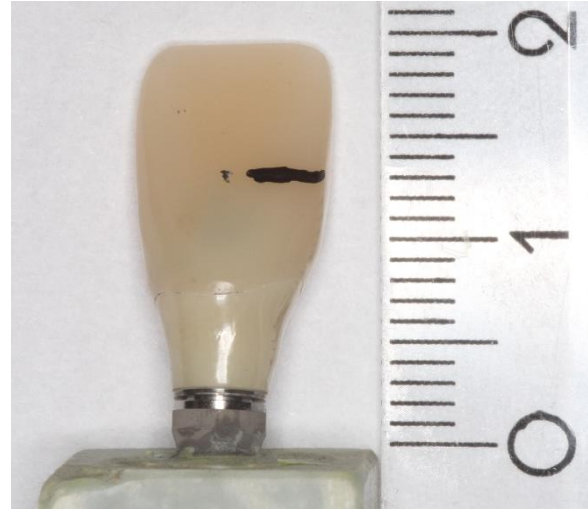
$$M_{\max} = 0,5 \times l \times F$$

Für die Berechnung des Biegemoments wurde als Bezugspunkt für die Ermittlung von  $l$  der Endpunkt des Stempels nach der Belastung definiert. Dieser befindet sich am oberen Ende des palatinalen Tuberculums genau am Übergang der palatinalen Konkavität zur konvexen Wölbung des Tuberculums. Während der statischen Belastung kam es aufgrund der elastischen Verformung des Kronen-Abutment-Komplexes in vestibulärer Richtung zu einer Ortsveränderung des Intenders entlang der palatinalen Konkavität.

Der Endpunkt dieser Bewegung an der beschriebenen Stelle ist bei allen Proben reproduzierbar zu ermitteln, da durch die maximal ausgeübte Druckbelastung eine Zinnfolienmarkierung imponiert. Für die in den Gruppen 1 bis 6 verwendete Kronenlänge von 13,5 mm wurde ein Wert für  $l_1 = 11$  mm ermittelt<sup>66</sup>, für die in den Gruppen 7 bis 9 verwendete Kronenlänge von 17,5 mm hingegen ein Wert von  $l_2 = 13$  mm (Abb. 2-26, -27).



2-26



2-27

Somit ergaben sich zwei Berechnungen für das Biegemoment:

1. Biegemoment Gruppe 1-6

$$M = 0,5 \times l_1 \times F$$

bei  $l_1 = 11 \text{ mm}$  und  $F$  in Newton  
 $= 5,5 \times F \text{ [N mm]}$

2. Biegemoment der Gruppen 7-9

$$M = 0,5 \times l_2 \times F$$

bei  $l_2 = 13 \text{ mm}$  und  $F$  in Newton  
 $= 6,5 \times F \text{ [N mm]}$

Die Ermittlung der Belastungswerte in N für die Variable *Spaltöffnung* zwischen Abutment und Implantatschulter erfolgte während des Belastungsversuches mittels optischer Erfassung und späterer Auswertung der foto- und videografischen Daten.

Als Ereignis wurde der erste sichtbare Spalt gewertet; der entsprechende Kraftwert wurde in eine Wertetabelle<sup>67</sup> eingetragen. Die Ermittlung der Belastungswerte in N für die Variable *reale maximale Belastbarkeit* erfolgte am PC sowohl durch die Auswertung der Kraft-Weg-Diagramme<sup>65</sup> als auch der Video- und Fotoaufnahmen. Als Ereignis *Versagen des adhäsiven Verbundes zwischen Titanklebebasis und Zirkoniumdioxid-Abutment* wurde ein charakteristischer Hochpunkt in den Probengrafiken aller Zirkoniumdioxid-Proben ausgemacht (Kapitel III.1.2). Dieser Identifikation schloss sich eine Eintragung der entsprechenden Kraftwerte in eine Wertetabelle an.

## II.9 Statistische Analysen

Zur statistischen Auswertung diente die Software *SPSS*<sup>67</sup> (Version 23.002). Der statistischen Auswertung lagen nicht-parametrische Tests zugrunde, da die gegebene Verteilung der maximalen Belastungswerte von der Normalverteilung abwich. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p < 0,05$  festgelegt. Die Durchführung der quantitativen Gruppenvergleiche geschah auf Grundlage des H-Tests nach Kruskal/Wallis; für den paarweisen Gruppenvergleich wurde der U-Test nach Mann/Whitney implementiert. Im Rahmen der Analyse der maximalen Belastbarkeit wurden die Variablen *maximales Biegemoment*  $M_{max}$  und *reales Biegemoment*  $M_{real}$  – beide in N mm – ausgewertet.

### III Ergebnisse

#### III.1 Quantitative Auswertung

Die numerische Auswertung bezieht sich auf die Ergebnisse der Gruppenvergleiche für die Variablen *maximale Belastbarkeit*  $F_{\max}$  [N] und *maximales Biegemoment*  $M_{\max}$  [N mm]. Die Berechnung des Biegemoments basiert dabei auf  $F_{\max}$  (siehe Kapitel II.8). Keine Probe versagte während der Kausimulation; die Überlebensrate lag also bei 100 %.

Die nachstehende tabellarische Übersicht (Tab. 3-1) veranschaulicht die Daten der Belastungsstudie aller Versuchsgruppen in Bezug auf  $F_{\max}$  und  $M_{\max}$ . Die Verteilung der beiden Variablen ergaben als Resultat des Kolmogorov-Smirnov-Tests jeweils eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung ( $p < 0,001$ ). Im Verlauf der statistischen Auswertung der ermittelten Daten wurden fünf Werte aufgrund eines technisch bedingten Messfehlers ausgeschlossen. Dies betrifft die Proben 13, 14, 15 aus der Gruppe 1 (ZrE13,5/5), Probe 16 aus der Gruppe 3 (EH13,5/5) und Probe 65 aus der Gruppe 6 (EH13,5/3). Als valide erachtet wurden demnach 85 von 90 Proben.

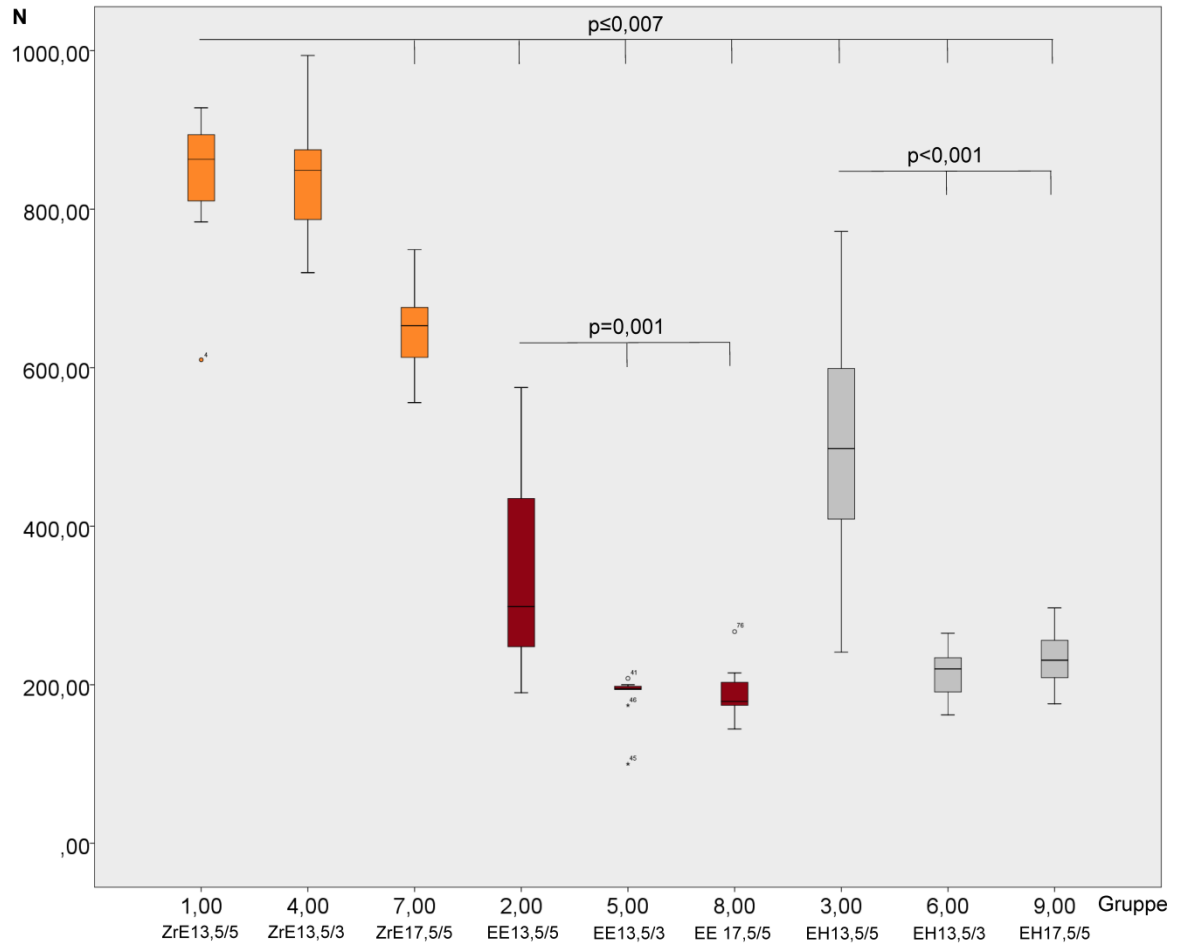
### III.1.1 Gesamtschau von $F_{max}$ und $M_{max}$ aller Versuchsgruppen

**Tabelle 3-1: Übersicht der Ergebnisse**

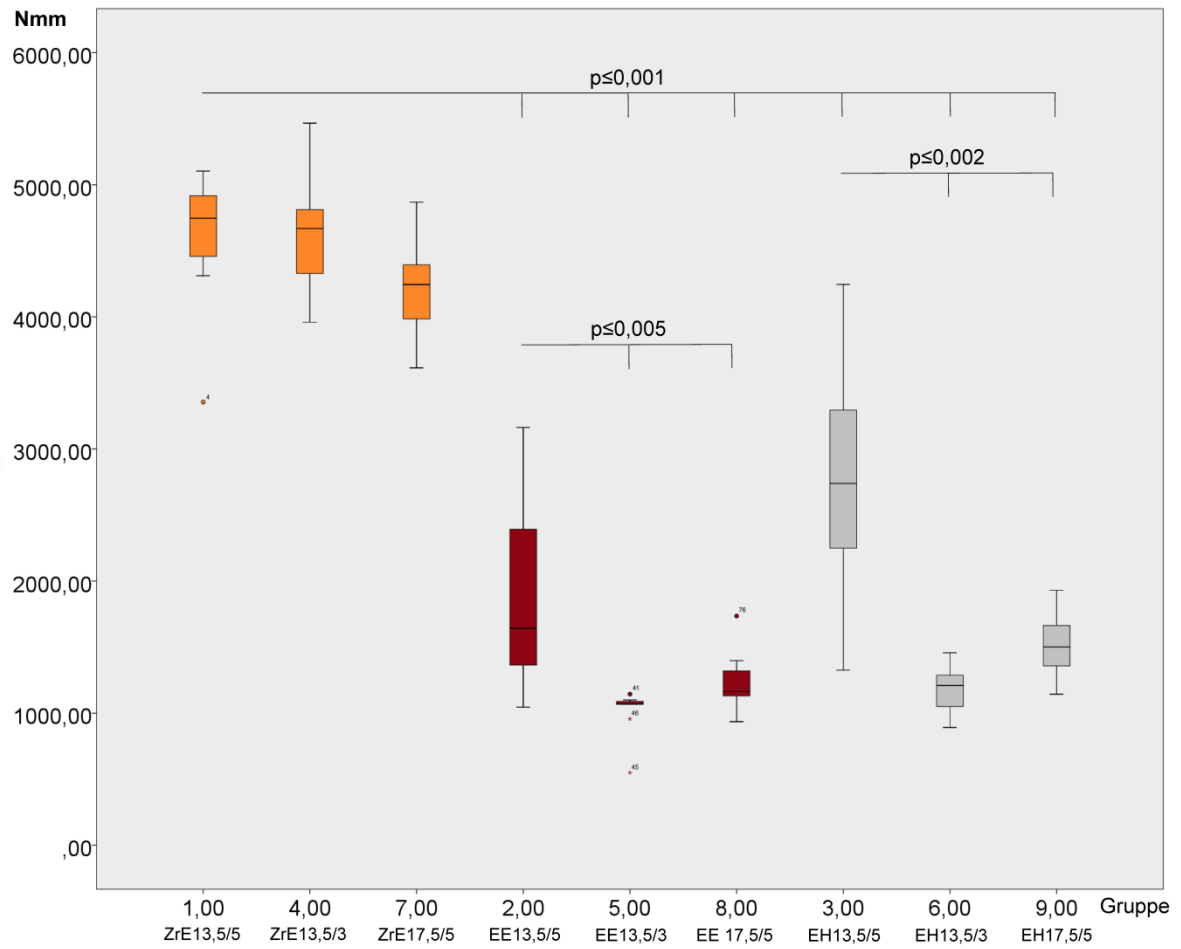
Gruppe (Synonym)	n	$F_{max}$ Median (min./max.) [N]	$M_{max}$ Median (min./max.) [N mm]
<b>1 (ZrE13,5/5)</b>	7	863,0 (610 / 928)	4746,5 (3355,0 / 5105,0)
<b>4 (ZrE13,5/3)</b>	10	849,0 (720 / 994)	4669,5 (3960,0 / 5467,0)
<b>7 (ZrE17,5/5)</b>	10	653,0 (556 / 749)	4244,5 (3614,0 / 4868,5)
<b>2 (EE13,5/5)</b>	10	298,5 (190 / 575)	1641,8 (1045,0 / 3162,5)
<b>5 (EE13,5/3)</b>	10	194,5 (100 / 208)	1069,8 (550,0 / 1144,0)
<b>8 (EE17,5/5)</b>	10	179,0 (144 / 267)	1163,5 (936,0 / 1735,5)
<b>3 (EH13,5/5)</b>	9	498,0 (241 / 772)	2739,0 (1325,5 / 4246,0)
<b>6 (EH13,5/3)</b>	9	220,0 (162 / 265)	1210,0 (891,0 / 1457,5)
<b>9 (EH17,5/5)</b>	10	231,0 (176 / 297)	1501,5 (1144,0 / 1930,5)

Die folgenden Boxplots (Abb. 3-1 und -2) stellen die maximalen Belastbarkeiten  $F_{max}$  und die daraus ermittelten maximalen Biegemomente  $M_{max}$  dar. Dabei wurden die verschiedenen Materialgruppen farblich gruppiert. Die Gruppen 1 (ZrE13,5/5), 4 (ZrE13,5/3) und 7 (ZrE17,5/5) umfassen sämtliche Zirkoniumdioxid-Hybridabutments, die Gruppen 2 (EE13,5/5), 5 (EE13,5/3) und 8 (EE17,5/5) alle getesteten Lithiumdisilikat-Hybridabutments. Die getesteten Hybridkronen werden durch die Gruppen 3 (EH13,5/5), 6 (EH13,5/3) und 9 (EH17,5/5) repräsentiert.

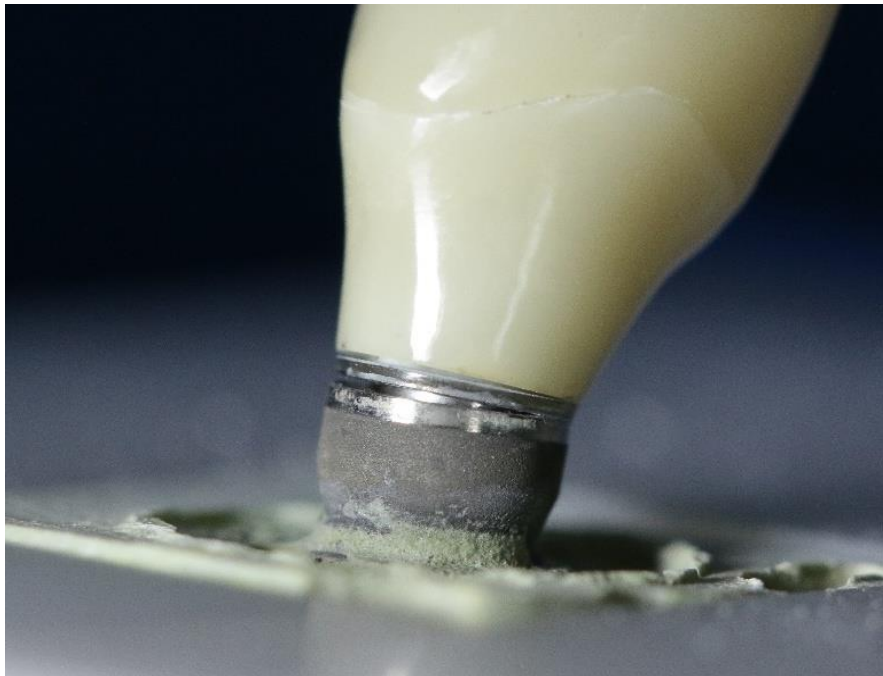
**3-1: Boxplot der maximalen Belastbarkeit  $F_{max}$  der einzelnen Gruppen mit p-Werten aus dem paarweisen Gruppenvergleich**



**3-2: Boxplot des maximalen Biegemomentes  $M_{max}$  der einzelnen Gruppen mit p-Werten aus dem paarweisen Gruppenvergleich**



Während der Bruchlastversuche wurde bei allen Proben der Gruppen 1 (ZrE13,5/5), 4 (ZrE13,5/3) und 7 (ZrE17,5/5) sowie bei Probe 99 der Gruppe 8 (EE17,5/5) über die Spaltbildung zwischen Titanklebebasis und Implantatschulter hinaus ein vorzeitiges adhäsives Versagen des Verbundes zwischen den Zirkoniumdioxid-Abutments und den Titan-Klebebasen beobachtet und dokumentiert. Nach simultaner Auswertung der foto- und videografisch erfassten Daten sowie der Kraft-Weg-Diagramme sämtlicher Bruchlastversuche wurden sowohl der das vorzeitige adhäsive Versagen repräsentierende Wert für  $F$  in N als Ausdruck des Totalversagens (Doppelspaltbildung, Abb. 3-3) gewertet als auch die Werte für das Biegemoment neu berechnet.



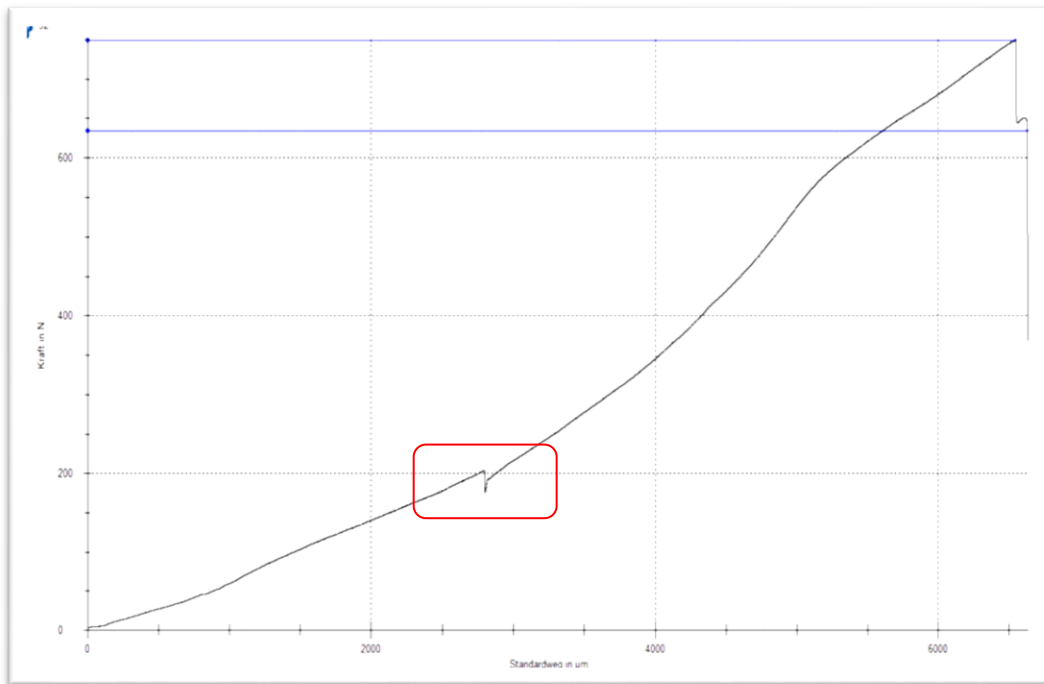
3-3



### III.1.2 Spaltbildung und adhäsives Versagen

In den aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagrammen der Bruchlastversuche konnte für das vorzeitige adhäsive Versagen aller Proben der oben genannten Gruppen jeweils ein charakteristischer Hochpunkt (Abb. 3-4) identifiziert und ausgewertet werden.

**3-4: Kraft-Weg-Diagramm einer Probe der Gruppe 7**



Mit den ausgewerteten Daten wurden die im Bruchversuch gemessenen Werte für  $F_{\max}$  der Gruppen 1 (ZrE13,5/5), 4 (ZrE13,5/3) und 7 (ZrE17,5/5) und der Probe 99 neu bestimmt (Tab. 3-2). Mit den neuen Medianwerten für  $F_{\text{real}}$  wurden dann ebenfalls die Werte für das Biegemoment  $M_{\text{real}}$  dieser Gruppen neu berechnet.

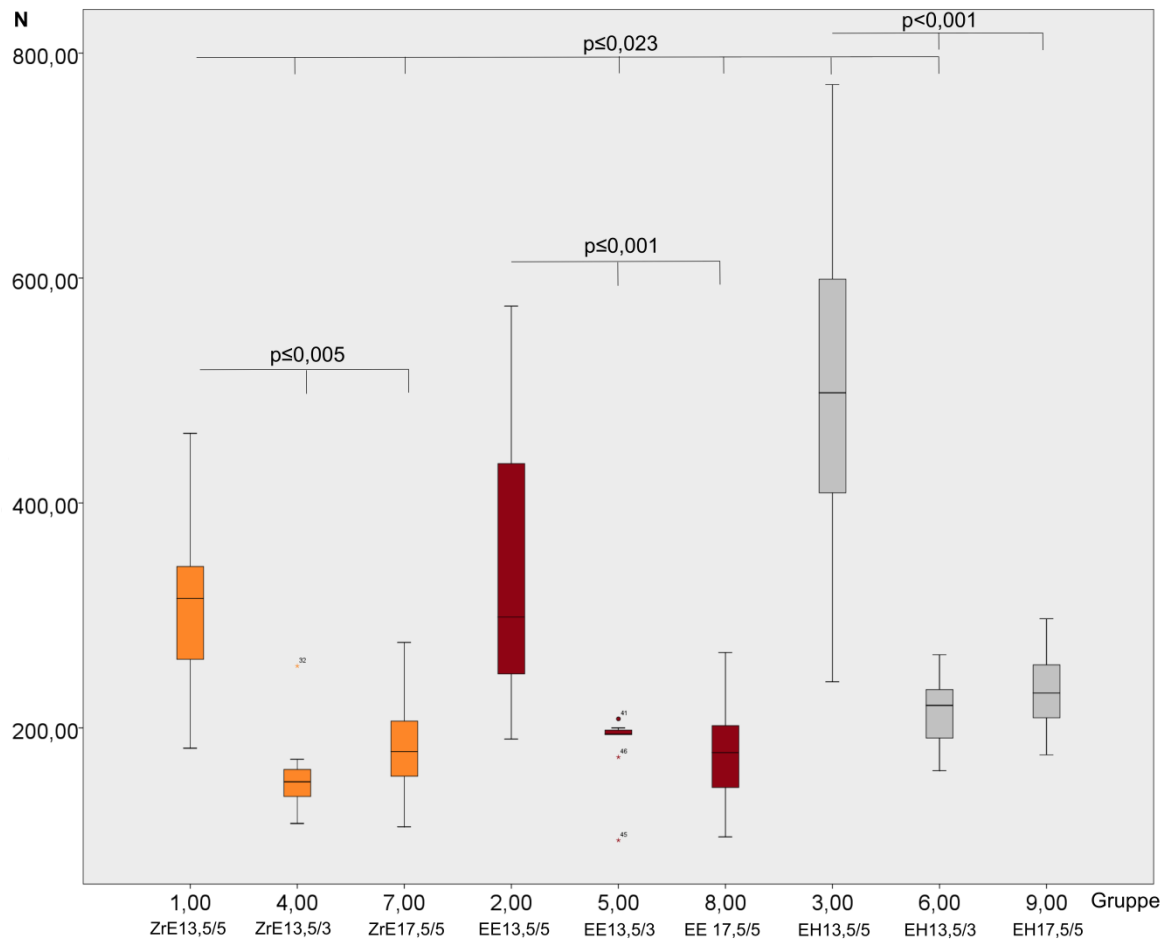
### III.1.3 Reale Belastbarkeit $F_{real}$ und reales Biegemoment $M_{real}$

**Tabelle 3-2:  $F_{real}$  und  $M_{real}$  für alle Versuchsgruppen**

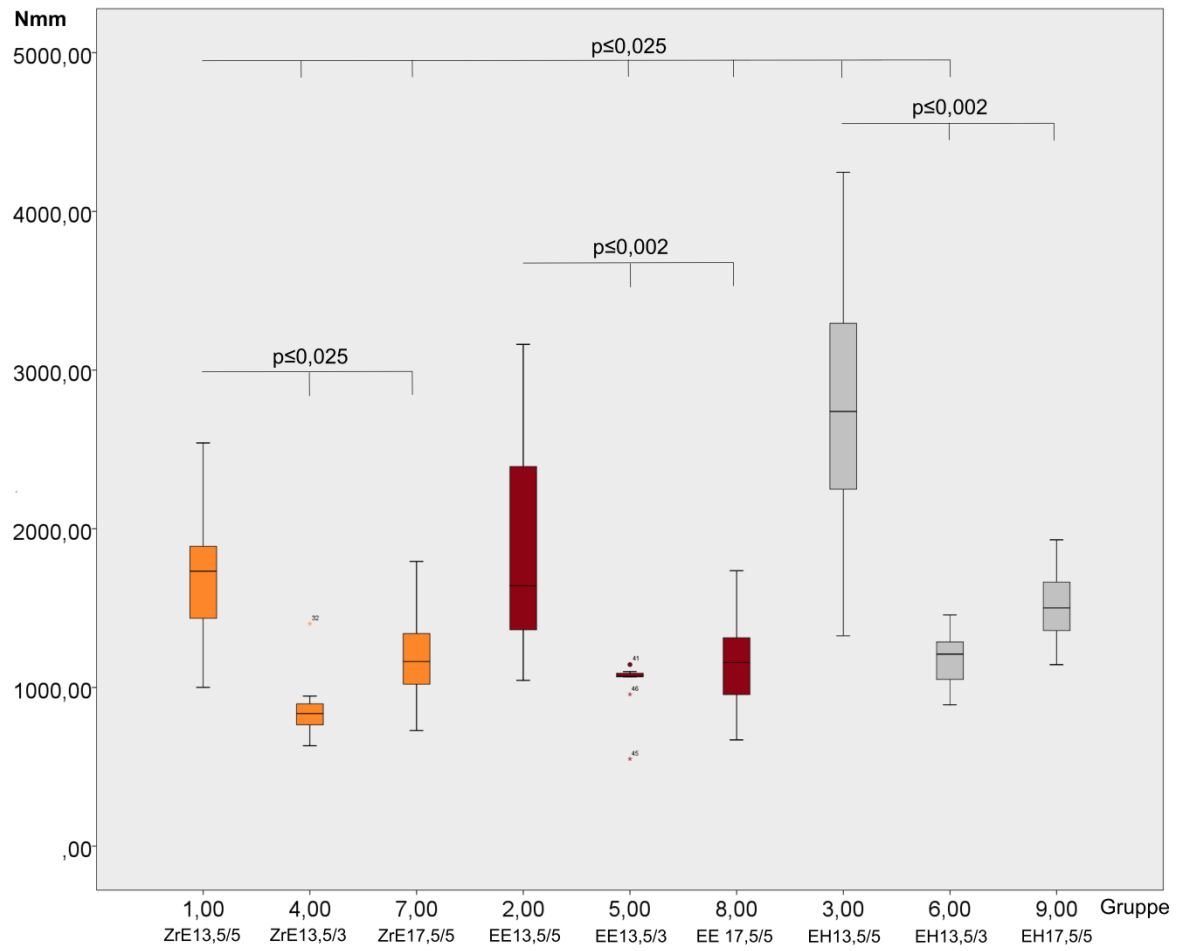
Gruppe (Synonym)	n	Belastbarkeit $F_{real}$ Median (min./max.) [N]	Biegemoment $M_{real}$ Median (min./max.) [N mm]
<b>1 (ZrE13,5/5)</b>	7	315,0 (182 / 462)	1732,5 (1001,0 / 2541,0)
<b>4 (ZrE13,5/3)</b>	10	152,0 (115 / 255)	836,0 (632,5 / 1402,5)
<b>7 (ZrE17,5/5)</b>	10	179,0 (112 / 276)	1163,5 (728,0 / 1794,0)
<b>2 (EE13,5/5)</b>	10	298,5 (190 / 575)	1641,8 (1045,0 / 3162,5)
<b>5 (EE13,5/3)</b>	10	194,5 (100 / 208)	1069,8 (550,0 / 1144,0)
<b>8 (EE17,5/5)</b>	10	178,0 (103 / 267)	1157,0 (669,5 / 1735,5)
<b>3 (EH13,5/5)</b>	9	498,0 (241 / 772)	2739,0(1325,5 / 4246,0)
<b>6 (EH13,5/3)</b>	9	220,0 (162 / 265)	1210,0 (891,0 / 1457,5)
<b>9 (EH17,5/5)</b>	10	231,0 (176 / 297)	1501,5 (1144,0 / 1930,5)

In den nachfolgenden Grafiken wurden sowohl die Reduktion der Medianwerte der maximalen Belastbarkeit  $F_{real}$  als auch diejenige des Biegemoments  $M_{real}$  der Gruppen 1 (ZrE13,5/5), 4 (ZrE13,5/3) und 7 (ZrE17,5/5) sowie Probe 99 aus Gruppe 8 (EE17,5/5) berücksichtigt. Die Boxplots zu  $F_{real}$  und  $M_{real}$  (Abb. 3-5 und -6) repräsentieren diese Differenz.

**3-5: Boxplot der realen Belastbarkeit  $F_{real}$  der einzelnen Gruppen mit p-Werten aus dem paarweisen Gruppenvergleich**



**3-6: Boxplot des realen Biegemomentes  $M_{real}$  der einzelnen Gruppen mit p-Werten aus dem paarweisen Gruppenvergleich**



Der paarweise durchgeführte Gruppenvergleich für  $M_{\text{real}}$  zeigte, dass die Werte für das Biegemoment der Lithiumdisilikat-Hybridkronen der Gruppe 3 (EH13,5/5) im Vergleich mit den Gruppen 1 (ZrE13,5/5), 4 (ZrE13,5/3), 5 (EE13,5/3), 6 (EH13,5/3), und 7 (ZrE17,5/5) signifikant höher waren ( $p \leq 0,025$ ). Einzig im Gruppenvergleich zwischen den Lithiumdisilikat-Hybridabutments aus Gruppe 2 (EE13,5/5) und den Lithiumdisilikat-Hybridkronen der Gruppe 3 (EH13,5/5) wurde kein signifikanter Unterschied für  $M_{\text{real}}$  festgestellt ( $p = 0,079$ ).

Weiterhin wurden auch innerhalb der jeweiligen Materialgruppen im paarweisen Gruppenvergleich für  $M_{\text{real}}$  bezüglich der Kronenlänge bzw. der Höhe der verwendeten Klebebasen hochgradig signifikante Unterschiede festgestellt. Zirkoniumdioxid-Hybridabutments der Gruppen 1 (ZrE13,5/5), 4 (ZrE13,5/3) und 7 (ZrE17,5/5) unterscheiden sich hinsichtlich des Biegemoments signifikant ( $p \leq 0,025$ ). Signifikante Unterschiede wurden im paarweisen Vergleich auch bei den Lithiumdisilikat-Hybridabutments der Gruppen 2 (EE13,5/5), 5 (EE13,5/3) und 8 (EE17,5/5) mit  $p \leq 0,002$  sowie bei den Lithiumdisilikat-Hybridkronen der Gruppen 3 (EH13,5/5), 6 (EH13,5/3) und 9 (EH17,5/5) mit  $p \leq 0,002$  festgestellt.

#### *III.1.4 Einfluss des Abutmentmaterials auf $F_{\text{real}}$*

Zur Auswertung des Einflusses des Abutmentmaterials auf die tatsächliche maximale Belastbarkeit  $F_{\text{real}}$  bei linearer Belastung nach Kausimulation wurden die drei Materialgruppen mit einer Kronenlänge von 13,5 mm und einer Titanbasenlänge von 5 mm untereinander verglichen. Der höchste Medianwert für  $F_{\text{real}}$  wurde in Gruppe 3 (EH13,5/5) von den Lithiumdisilikat-Hybridkronen erreicht.

Die in dieser Gruppe getesteten Kronen zeigen allerdings auch die größte Streuung der Ergebnisse. Hybridabutments aus Zirkoniumdioxid der Gruppe 1 (ZrE13,5/5) liegen bei den Werten für die reale maximale Belastbarkeit im Mittelfeld der drei verglichenen Gruppen. Der niedrigste Medianwert für  $F_{\text{real}}$  wurde unter den Lithiumdisilikat-Hybridabutments aus Gruppe 2 (EE13,5/5) erzielt. Auch in dieser Gruppe ist eine große Streuung der Ergebnisse festzustellen. Im paarweisen Gruppenvergleich konnte nur für die Gruppen 1 (ZrE13,5/5) und 3 (EH13,5/5) ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p = 0,023$ ), nicht jedoch für

die Gruppen 1 (ZrE13,5/5) und 2 (EE13,5/5) ( $p = 0,740$ ) sowie 2 (EE13,5/5) und 3 (EH13,5/5) ( $p = 0,079$ ).

### *III.1.5 Einfluss der Kronenlänge auf $F_{real}$*

Um den Einfluss der Kronenlänge auf die maximale Belastbarkeit zu ermitteln, wurden in den einzelnen Materialgruppen Proben mit einer Klebebasenhöhe von 5 mm untereinander verglichen. Dabei zeigte sich jeweils eine deutliche Reduzierung der im Bruchlastversuch erreichten Belastungskraft nach Erhöhen der Kronenlänge von 13,5 mm auf 17,5 mm. Anhand des Mann/Whitney-Tests wurden die jeweiligen Materialgruppenpaare auf Signifikanz überprüft. Unter den Zirkoniumdioxid-Hybridabutments konnten zwischen den Gruppen 1 (ZrE13,5/5) und 7 (ZrE17,5/5) mit  $p=0,005$  signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Beim Vergleich der Hybridabutmentgruppen 2 (EE13,5/5) und 8 (EE17,5/5) sowie der Lithiumdisilikat-Hybridkronengruppen 3 (EH13,5/5) und 9 (EH17,5/5) konnten ebenfalls signifikante Unterschiede bezüglich der realen maximalen Belastbarkeit ermittelt werden ( $p<0,001$ ). Zur Ermittlung der effektiven Kronenlänge musste der durch ISO 14801:2007 definierte und im Rahmen der Probenherstellung simulierte krestale Knochenverlust von 2,5 mm hinzuaddiert werden. Somit ergeben sich für die effektiven Kronenlängen Werte von 16 mm bei sämtlichen 13,5 mm langen Kronen und 20 mm bei 17,5 mm langen Kronen.

### *III.1.6 Einfluss der Titanklebebasenlänge auf $F_{real}$*

Ein weiterer Parameter, der sich auf die maximale Belastbarkeit auswirkt, ist die Vergrößerung und/oder Verkleinerung der für den adhäsiven Verbund zur Verfügung stehenden Klebefläche. Um dessen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit zu ermitteln, wurden im Rahmen der Versuchsdurchführung zwei verschiedene Klebebasen verwendet. Mithilfe des Mann/Whitney-Tests wurden die jeweiligen Materialgruppenpaare auf Signifikanz überprüft. Signifikante Unterschiede bezüglich der realen maximalen Belastbarkeit ( $p\leq 0,001$ ) konnten für die Gruppen 1 (ZrE13,5/5) und 4 (ZrE13,5/3) den Zirkoniumdioxid-Hybridabutments, für die Gruppen 2 (EE13,5/5) und 5 (EE13,5/3) den Hybridabutments sowie auch für die Gruppen 3 (EH13,5/5) und 6 (EH13,5/3) den Lithiumdisilikat-Hybridabutments nachgewiesen werden.

### III.1.7 Auswertung der Variable Spaltbildung zwischen Titanbasis und Implantatschulter

Während der Bruchlastversuche wurden die Proben nicht nur optisch überwacht, sondern auch foto- und videografisch dokumentiert. Der Kraftwert beim ersten Auftreten einer optisch sichtbaren Spaltbildung zwischen Titanbasis und Implantatschulter wurde festgehalten (Tab. 3-3).

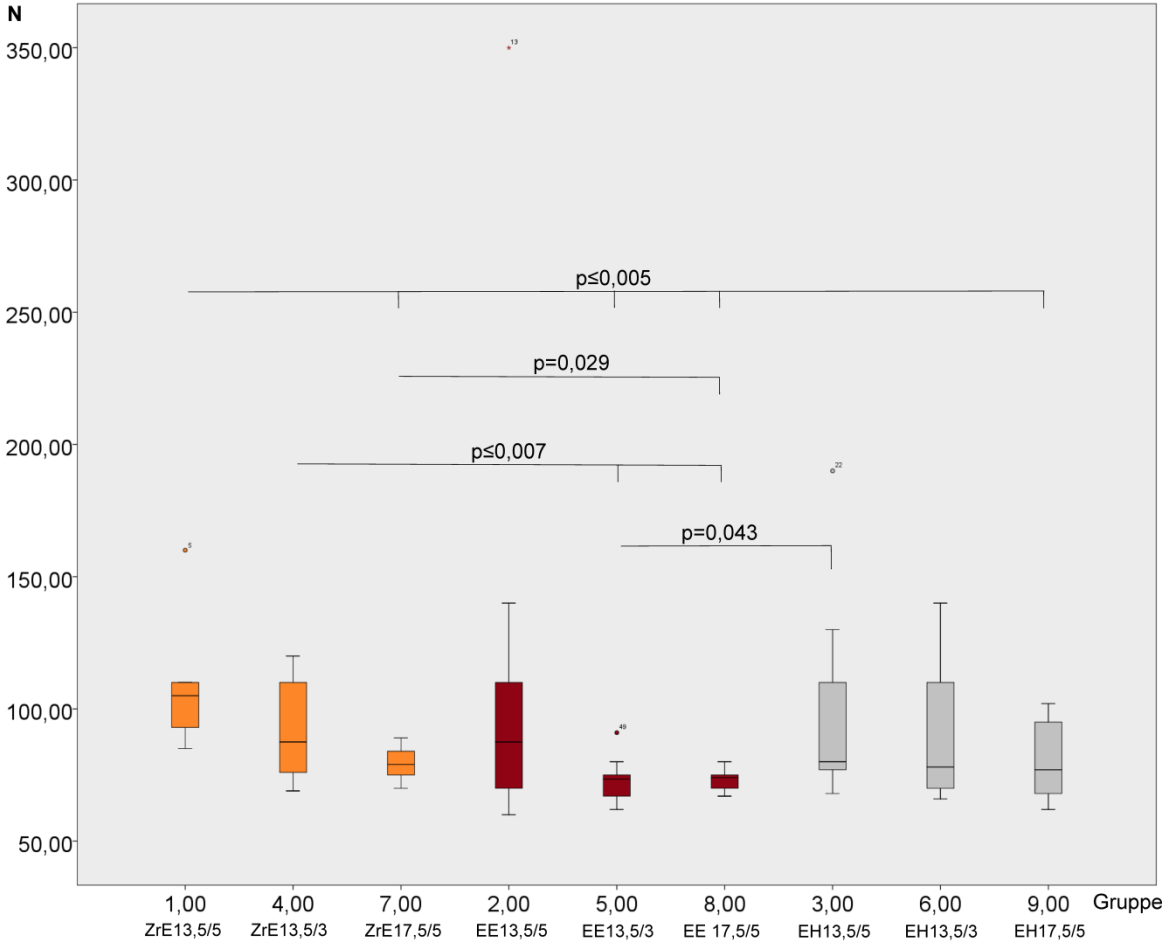
**Tabelle 3-3: Spaltbildung und Kraftwerte [N]**

Gruppe (Synonym)	Mittelwert [N]	n	Median [N]	Minimum [N]	Maximum [N]	SD
<b>1 (ZrE13,5/5)</b>	108,0	7	105,0	85,0	160,0	24,9
<b>4 (ZrE13,5/3)</b>	92,5	10	87,5	69,0	120,0	18,5
<b>7 (ZrE17,5/5)</b>	79,5	10	79,0	70,0	89,0	6,1
<b>2 (EE13,5/5)</b>	114,0	10	87,5	60,0	350,0	86,1
<b>5 (EE13,5/3)</b>	73,0	10	73,5	62,0	91,0	8,5
<b>8 (EE17,5/5)</b>	73,3	10	74,0	67,0	80,0	4,6
<b>3 (EH13,5/5)</b>	99,2	9	80,0	68,0	190,0	39,6
<b>6 (EH13,5/3)</b>	88,4	9	78,0	66,0	140,0	25,8
<b>9 (EH17,5/5)</b>	79,5	10	77,0	62,0	102,0	13,7

Die Mittelwerte für den Beginn der sichtbaren Spaltbildung lagen bei allen Testgruppen konstant zwischen 73 und 114 N. Bemerkenswert ist, dass die Spaltbildung unabhängig von der Kronenlänge, d. h. dem Angriffshebel bei ähnlichen Werten stattgefunden hat. Im Rahmen des Mann/Whitney-Tests wurden schließlich signifikante Unterschiede ( $p \leq 0,005$ ) zwischen Gruppe 1 (ZrE13,5/5) im Vergleich zu den Gruppen 5 (EE13,5/3), 7 (ZrE17,5/5), 8 (EE17,5/5) und 9 (EH17,5/5) gemessen. Relevante Differenzen konnten ebenso für die Gruppenvergleiche von 3 (EH13,5/5) und 5 (EE13,5/3) ( $p = 0,043$ ), von 4 (ZrE13,5/3), 5 (EE13,5/3) und 8 EE17,5/5 ( $p \leq 0,007$ ), sowie von 7 (ZrE17,5/5) und 8 EE17,5/5 ( $p = 0,029$ ) nachgewiesen werden.

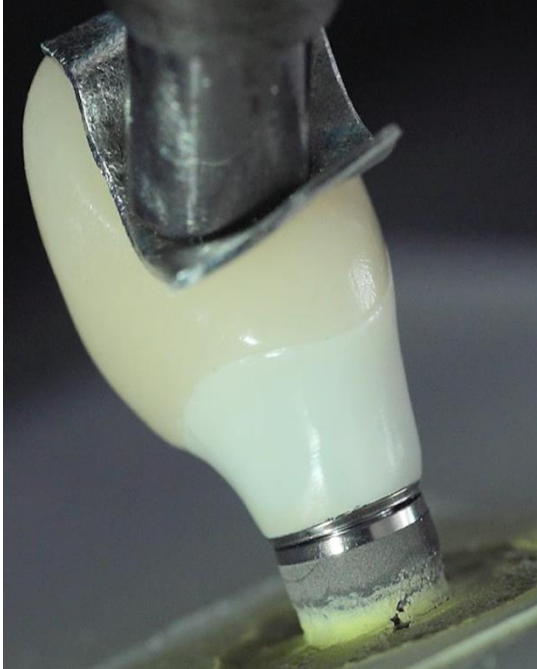
Im folgenden Boxplot (Abb. 3-7) sind die Belastungswerte der Initialphase einer makroskopisch sichtbaren Spaltbildung zwischen Klebebasis und Implantatschulter dargestellt.

**3-7: Boxplot der Spaltöffnung zwischen Klebebasis und Implantatschulter in den einzelnen Gruppen mit p-Werten aus dem paarweisen Gruppenvergleich**





Die reversiblen Spaltbildungen an Lithiumdisilikat-Hybridabutments (Abb. 3-8 und -9) sowie Lithiumdisilikat-Hybridkronen (Abb. 3-10 und -11) sind im Folgenden dokumentiert – jeweils unmittelbar vor und nach dem Versagensereignis.



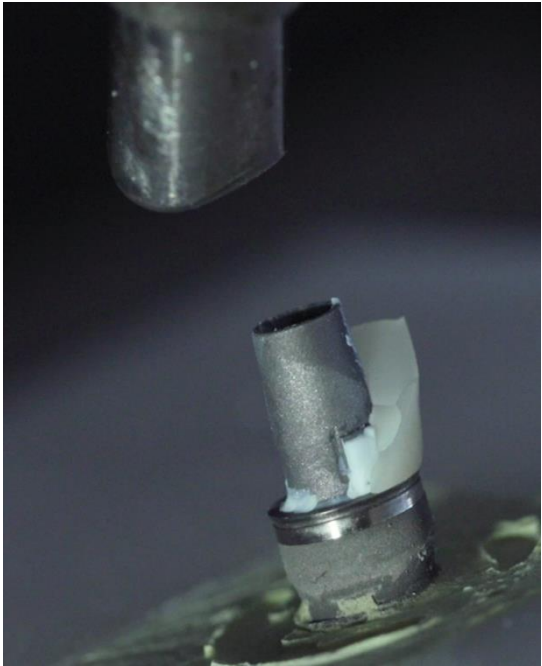
3-8



3-9

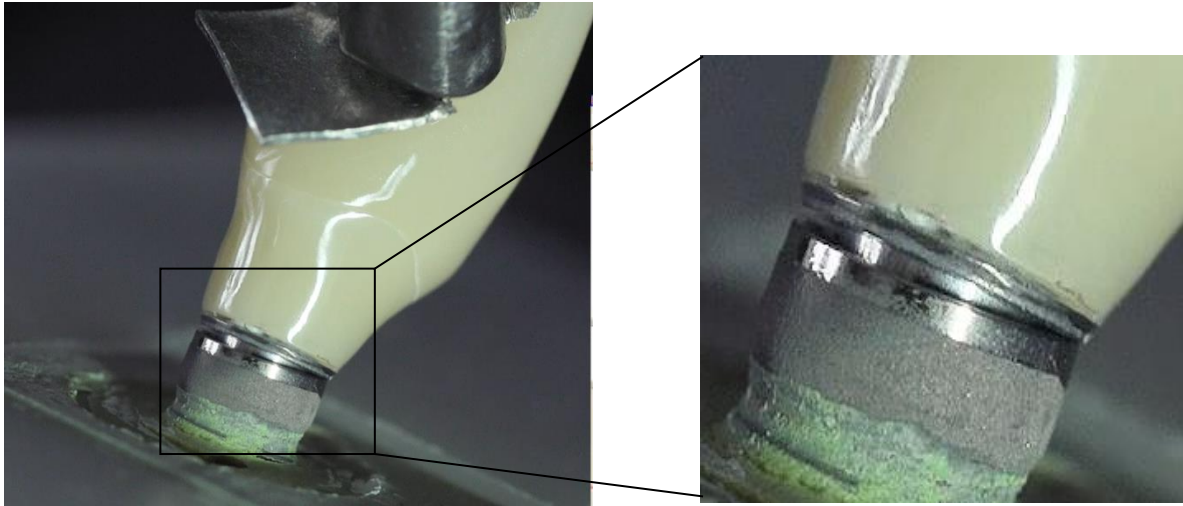


3-10

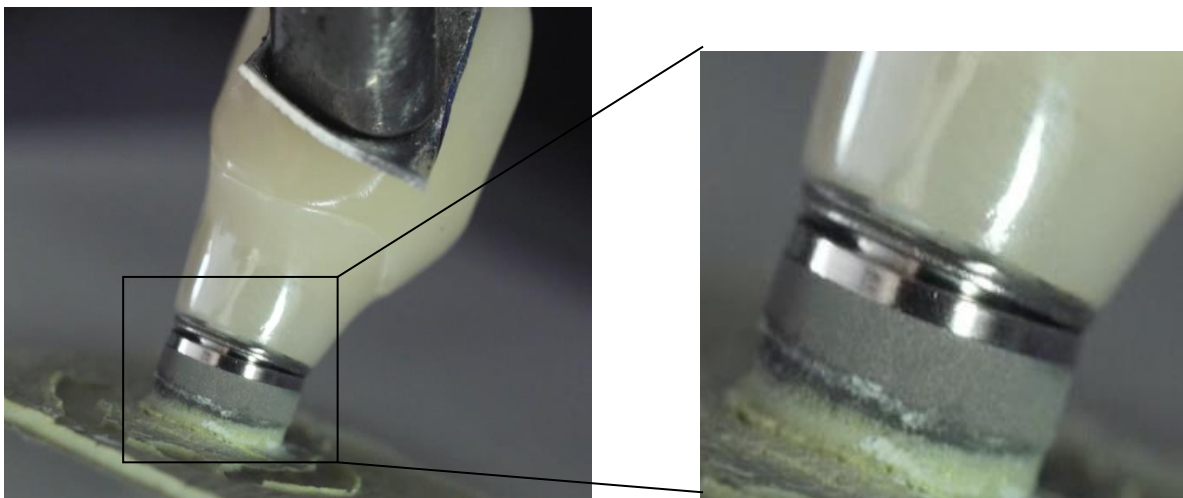


3-11

Jenseits der Spaltbildung zwischen Titanbasis und Implantatschulter ist in den Testgruppen der Zirkoniumdioxid-Hybridabutments ein zweiter Spalt als Zeichen des vorzeitigen adhäsiven Versagens zwischen Titanbasis und Abutment sichtbar (Abb. 3-12 und -13).



3-12



3-13

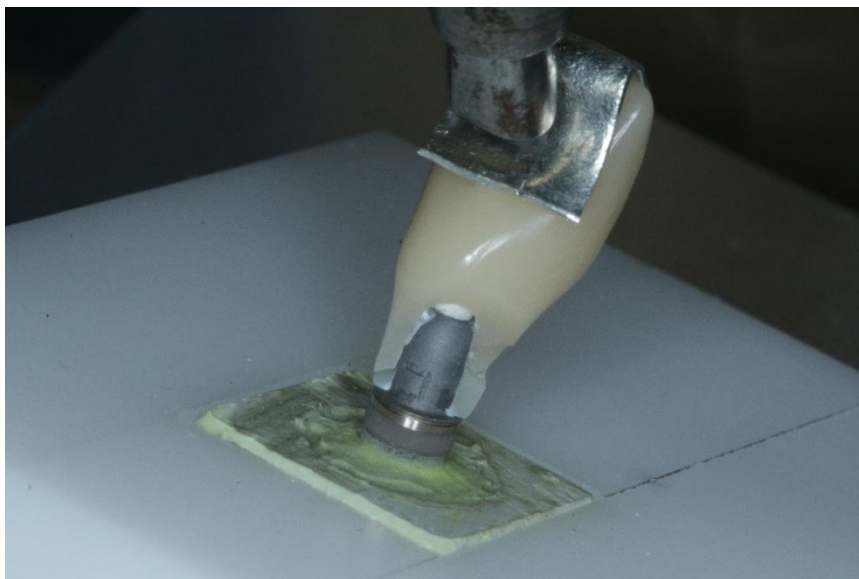
## III.2 Qualitative Auswertung

### III.2.1 Analyse der Versagensmuster

In keiner der untersuchten Testgruppen trat eine Fraktur im Bereich der Krone auf.

#### III.2.1.1 Versagensmuster der Testgruppen mit Lithiumdisilikat-Abutments

Alle Proben der Gruppen 2, 3, 5, 6, 8 und 9 versagten nach dem gleichen Muster. Sie frakturierten im Abutmentbereich; dabei hat die Frakturlinie ihren Ursprung palatinal in Höhe der gingivalen Manschette und verläuft dann schräg in apikal-vestibulärer Richtung bis zum Teller der Titanklebebasis. Es traten in diesen Gruppen weder Implantat- noch Schraubenfrakturen auf. Alle Abutments versagten, bevor es zu einer sichtbaren Beschädigung der Implantate kam (Lithiumdisilikat-Hybridkrone, Abb. 3-14; Lithiumdisilikat-Hybridabutment, Abb. 3-15).



3-14

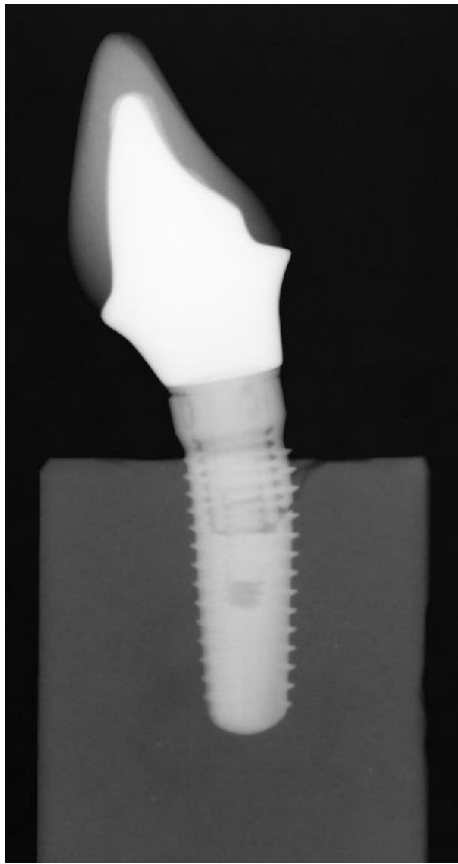


3-15

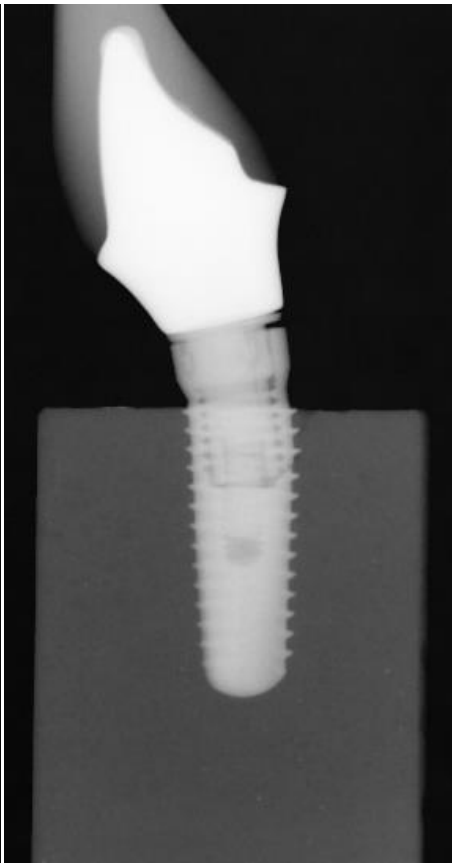
### *III.2.1.2 Versagensmuster der Testgruppen mit Zirkoniumdioxid-Abutments*

In keiner der Gruppen 1, 4 und 7 trat eine Abutmentfraktur auf. Alle Proben wurden bis zum Erreichen der definierten Kraftabfallschwelle belastet. In den nachfolgenden optischen und röntgenologischen Analysen der Versagensmuster wurden bei allen Proben dieser Gruppen Schrauben- und Implantatfrakturen evaluiert. An den Innentuben der Titanklebebasen und im inneren Halsbereich der Implantate wurden signifikante Verformungen festgestellt (Abb. 3-20 und -21). Weiterhin kam es in allen diesen Gruppen zu einem vorzeitigen adhäsiven Versagen zwischen Titanklebebasis und vollkeramischem Abutment (siehe Kapitel III.1.2).

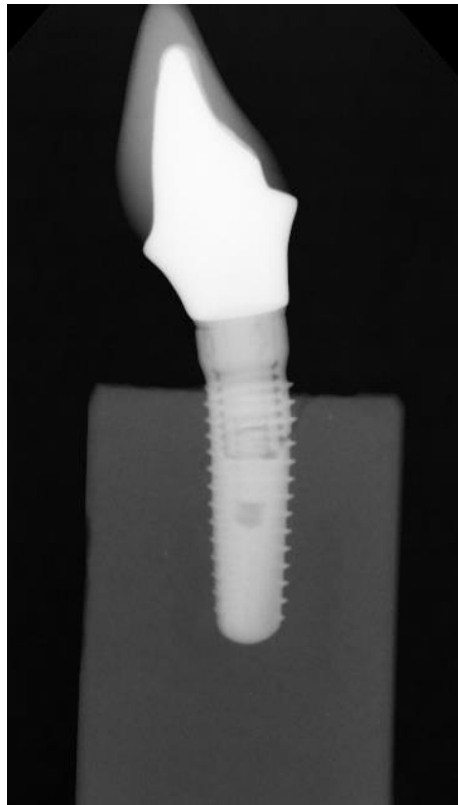
Folgende Röntgenbilder und Makrofotografien veranschaulichen diese Testresultate (Abb. 3-16 bis -21).



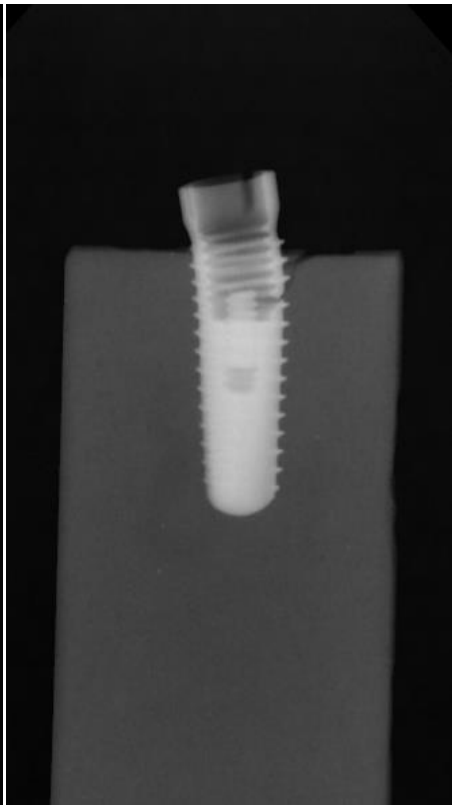
3-16



3-17



3-18



3-19



3-20



3-21

### *III.2.2 Vergleich der Versagensmuster hinsichtlich der klinischen Relevanz*

Zusammenfassend ergibt sich die Einteilung der Versagensmuster hinsichtlich der Wiederversorgbarkeit. Alle Implantate der Gruppen 1, 4 und 7 zeigen starke Beschädigungen mit klinisch infauster Prognose. Alle Implantate der Gruppen 2, 3, 5, 6, 8 und 9 blieben im Bruchlastversuch unbeschädigt und könnten damit zu 100 % neu versorgt werden.

## **IV Diskussion**

### **IV.1 Diskussion der verwendeten Materialien und Methoden**

#### *IV.1.1 Fallauswahl und Probedesign*

Die Abmessungen der Proben entsprechen in allen Dimensionen einem realen Patientenfall und simulieren damit eine klinisch relevante Situation der prothetischen Versorgung eines Frontzahnimplantats.

Insbesondere im Frontzahnbereich ist die Verwendung von vollkeramischen Abutments zur Vermeidung von ästhetischen Komplikationen indiziert [3, 15, 22, 24]. In anderen In-vitro-Studien zur Ermittlung der Frakturstabilität, der maximalen Belastbarkeit und des maximalen Biegemoments von zweiteiligen Titan-Keramik-Abutments wurden ebenfalls obere mittlere Schneidezähne durch Implantatkronen ersetzt [44-46, 76, 122].

#### *IV.1.2 Implantatsystem*

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Belastbarkeit von zweiteiligen Hybridabutments und Hybridkronen in Abhängigkeit von verschiedenen Materialien, unterschiedlichen Kronenlängen und Titanbasenlängen zu ermitteln. Um den Einfluss unterschiedlicher, einem adhäsiven Verbund zur Verfügung stehender Klebeflächen vergleichend zu evaluieren, waren Titanklebebasen notwendig, die sich in ihrer Kaminhöhe unterscheiden. Diese Voraussetzung wird vom verwendeten *Camlog*-Implantatsystem erfüllt, da systemintern Klebebasen in zwei verschiedenen Längen erhältlich sind.

Weiterhin ist das verwendete Implantatsystem *Camlog Screw Line* ein etabliertes Implantatsystem, welches sich in zahlreichen Studien bewährt [62, 123] und seine klinische Eignung bewiesen hat [124-130].

### IV.1.3. Materialien

#### IV.1.3.1 Befestigungskomposite

##### IV.1.3.1.1 Multilink Hybrid Abutment

Für die adhäsive Zementierung der vollkeramischen Abutments und Hybridkronen auf den Titanklebebasen wurde ein chemisch härtendes Befestigungskomposit analog zu den Empfehlungen von *Ivoclar Vivadent*, dem Hersteller der *e.max-CAD*-Blöcke, verwendet. Das Befestigungskomposit *Multilink Hybrid Abutment* ist ein spezielles Befestigungskomposit für die adhäsive Zementierung von vollkeramischen Restaurationen aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik oder Zirkoniumdioxid auf Basen aus Titan oder ebenfalls Zirkoniumdioxid.

In verschiedenen In-vitro-Studien hat sich *Multilink Hybrid Abutment* im Vergleich zu anderen Befestigungszementen als überlegen erwiesen [131, 132]. Insbesondere nach Thermozyklierung zeigten sich die Vorteile dieses Produktes. Der autokatalytische Abbindevorgang scheint für die besonderen Anforderungen der adhäsiven Befestigung von unterschiedlich transluzenten vollkeramischen Restaurationen auf Titan-Klebebasen besonders geeignet. Die Verarbeitung erfolgte streng nach Herstellerangaben. Da das Material über eine Mischkanüle auf einer Automix-Spritze zur Anwendung gebracht wird, sind ein konstantes Anmischverhältnis und die Homogenität bei jeder einzelnen Verklebung gewährleistet.

Eine Alternative zu dem in dieser Studie verwendeten und vom Hersteller der Keramikrohlinge empfohlenen Befestigungskomposit sind phosphatmonomerhaltige Komposite, wie z. B. *Panavia 21* (Kuraray Co. Ltd., Japan). Diese konnten in diversen Studien ihre vorteilhaften Eigenschaften gegenüber konventionellen Zementen bei der Befestigung von Zirkoniumdioxid-Restaurationen unter Beweis stellen [133-137]. Diesen beruhen auf der chemischen Bindung von phosphatmodifizierten Monomeren mit Zirkoniumdioxid [138].



In der vorliegenden Arbeit wurde dieser Effekt durch die Verwendung eines Universalprimers (*Monobond Plus*) berücksichtigt, welcher phosphatmodifizierte Methacrylate enthält.

In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass dieser Universalprimer gleiche oder bessere Haftwerte bei Zirkoniumdioxid ermöglicht als konventionelle Silane. Insbesondere die Langzeitstabilität des adhäsiven Verbundes zwischen dem Befestigungskomposit und der Zirkoniumdioxidoberfläche wurde hervorgehoben [139-141].

#### *IV.1.3.1.2 Multilink Automix*

Für die adhäsive Zementierung der vollkeramischen Kronen auf Abutments aus entweder Lithiumdisilikat oder Zirkoniumdioxid wurde ein dualhärtendes Befestigungskomposit verwendet. Die adhäsive Zementierung von Kronen mit Befestigungskompositen führt, verglichen mit Glasionomer- und Zinkphosphatzementen, zu höheren Retentionswerten [142].

Die adhäsive Befestigung ermöglicht ein weitgehend spaltfreies Auffüllen des Zementspaltes und damit die Kompensation potenzieller Frakturgefährdungen spröder Restaurationskeramiken [143, 144]. Inwieweit eine konventionelle Zementierung zu anderen Versagensmustern geführt hätte, ist in weiteren Untersuchungen zu evaluieren.

Für dualhärtende Befestigungskomposite wurde gegenüber chemisch härtenden Kompositen eine bessere Durchhärtung unter Keramik(en) nachgewiesen [145]. Dabei erzielten dualhärtende Befestigungskomposite um bis zu 50 % bessere Härtewerte, wenn sie bei Keramikstärken von 2 bis 3 mm zur Anwendung kamen. Weiterhin konnten in einer klinischen Studie für vollkeramische Inlays und Onlays nach 12 Jahren in situ signifikant höhere Überlebensraten bei adhäsiver Befestigung mittels dualhärtender Komposit-Zemente im Vergleich zu rein lichthärtenden Komposit-Zementen festgestellt werden [146]. *Multilink* hat in klinischen Studien zur Befestigung von Kronen, Brücken und Inlays aus Keramik seine Eignung bewiesen [68, 147].

Als weitere Indikatoren für einen suffizienten Adhäsivverbund von Kronen und Hybridabutments durch das verwendete Befestigungskomposit sind die Charakteristika der Versagensmuster zu werten: Zwar zeigte keine der untersuchten Proben ein Versagen im Bereich der Kronen, aber alle Proben versagten im Abutmentbereich, wobei die Versagensmuster und die Rissausbreitung den monolithischen Hybridkronen äquivalent war.

#### *IV.1.4 Herstellung der Probenkörper*

Im Zuge der Probenherstellung wurden pro Gruppe maximal drei Proben hintereinander gefertigt, um einen Trainingseffekt zu vermeiden und dessen Einfluss auf die Qualitätssteigerung zu umgehen. Dabei wurde während der Probenherstellung sowohl im Arbeitsablauf als auch in Bezug auf die verwendeten Materialien eine klinische Vorgehensweise simuliert.

##### *IV.1.4.1 Implantateinbettung*

Die Einbettung der Implantate in das Zwei-Komponenten-Kunstharz *Technovit 4002 IQ* erfolgte mittels Setzlehre zur reproduzierbaren und präzisen Positionierung der Implantate in der Einbettform. Unter Einsatz der konstruierten Setzlehre konnte ebenfalls der in der ISO-Norm geforderte krestale Knochenabbau von  $3 \pm 0,5$  mm umgesetzt werden.

##### *IV.1.4.2 Abutment-, Hybridkronen- und Kronenherstellung*

Die verwendeten *e.max*-CAD-Rohlinge aus Lithiumdisilikat zur Abutment- und Hybridkronenfertigung waren bereits mit einer einsatzbereiten Anschlussgeometrie für die *Camlog*-Titanklebebasen ausgestattet. Diese industriell vorgefertigten Rohlinge gewährleisteten die Homogenität und Reproduzierbarkeit der einzelnen adhäsiven Verklebungen von Titanbasis und Abutment.

Für die Herstellung der anderen Hälfte der Abutments wurde *Organic Zirkon* als Vertreter einer mittels Yttriumoxid stabilisierten, tetragonal-polykristallinen Zirkoniumdioxid-Varietät (Y-TZP) verwendet. Dass Zirkonabutments genügend Stabilität für die Rekonstruktion von Einzelzähnen in der Front- und

Prämolarenregion aufweisen, wurde in zahlreichen Studien belegt [41-46, 148]. Es gibt aktuell keine Zirkoniumdioxid-Rohlinge mit vorgefertigter Anschlussgeometrie für *Camlog*-Titanklebebasen, so dass für die Herstellung der Zirkoniumdioxid-Abutments auch die Anschlussgeometrie aus dem vollen Block gefräst werden musste. Dies muss als herstellungsbedingte Fehlergröße angesehen werden.

Für die CAM-Fertigung wurde der interne Zementspalt zwischen Abutment und Titanklebebasis auf 20 bis 40 µm eingestellt. Dies liegt im Rahmen der klinischen Empfehlungen für Zementspalten CAD/CAM-gefertigter Restaurationen [149]. Damit kann die Auftretswahrscheinlichkeit dieses dann herstellungsbedingten Fehlers als gering eingeschätzt werden. Die vom Hersteller geforderten Mindestschichtstärken der Keramiken wurden im Designprozess der Abutments, Kronen und Hybridkronen überprüft. Generell ermöglicht es das CAD, die originale Zahnform durch eine Kopie und Spiegelung des Nachbarzahnes zu rekonstruieren und hinsichtlich der Mindestmaterialstärken zu optimieren.

#### *IV.1.4.3 Kronenversorgung der Hybridabutments*

Für die Zementierung wurden die Vollkeramikkronen entsprechend des beschriebenen Klebprotokolls mit Flusssäure konditioniert und nachfolgend silanisiert. Durch die Silanisierung kommt es zur Bindung eines Teils der funktionellen Gruppen des bifunktionellen Silans mit den durch Ätzung oberflächenaktivierten Si-OH-Gruppen der Keramik. Der andere Teil der Funktionsgruppen des Silans steht für Polymerisationsreaktion mit dem Bis-GMA-Befestigungskomposit zur Verfügung und sorgt damit für den chemischen Verbund der Reaktionspartner. Für die adhäsive Zementierung von vollkeramischen Kronen mit Kompositen ist die beschriebene Konditionierung eine valide Methode [150, 151]. In einer Literaturübersicht kamen die Autoren zu dem Schluss, dass die höchsten Haftwerte nach Keramik-Ätzung mit 2,5%- bis 10%igem Fluorwasserstoff und anschließender Silanisierung erreicht werden [135].

#### IV.1.5 Kausimulation

Alle Proben wurden vor der statisch-linearen Belastung einer gleichzeitig thermischen wie mechanischen Belastung unterzogen. Die Prüfparameter für die simulierte Kaubelastung und des Temperaturstressses in der Mundhöhle stellen eine Modifikation der Untersuchungen von Krejci und Lutz im Jahre 1990 auf Basis der ISO-Norm 14801:2007 dar und sollen einer 5-jährigen Funktionsperiode innerhalb der Mundhöhle entsprechen [152-155].

Diese Parameter wurden auch in anderen den Anforderungen der ISO-Norm 14801:2007 entsprechenden Studien umgesetzt [46, 52]. Die ausgewählten Proben wurden einer Belastung von  $1,2 \times 10^6$  Zyklen mit einem Belastungswinkel von  $30^\circ$  zur Belastungsrichtung des Belastungsaufsatzes ausgesetzt, wobei die Belastungskraft zwischen 0 und 50 N mit einer Frequenz von 1,2 Hertz wechselte. Simultan wurde eine Temperaturwechselbadbelastung von 10.000 Zyklen zwischen 5 und  $55^\circ\text{C}$  und Haltezeiten von jeweils 30 s in einem Thermozyklriergerät *Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5* (Willytec, Deutschland) durchgeführt.

Die häufigen Temperaturwechsel induzieren Dimensionsänderungen, die auf den unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten verschiedener Restaurationmaterialien beruhen. Abgesehen von einer korrekten Korrelation simulierter Kauzyklen zur realen klinischen Situation wird für Ermüdungstests dentaler Materialien grundsätzlich eine minimale Anzahl von 10 Mio. Zyklen gefordert [156]. Der Intender des Belastungsansatzes wurde auf der Inzisalkante der Proben positioniert. Im Gegensatz zu einem Kraftansatz unterhalb der Inzisalkante entspricht die Belastung auf der Schneidekante der Kontaktbeziehung in der Abbeißposition, sodass die klinisch relevante schräge Auflast berücksichtigt wird [157]. Die Kaukraft von 50 N und der Kraftangriffspunkt in der Abbeißposition auf der Inzisalkante liegen in einem Bereich, der auch den realen anatomisch-physiologischen Gegebenheiten entspricht [158-160].

#### *IV.1.6 Linearer Belastungstest*

Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu anderen Studien zu ermöglichen, erfolgte die linear steigende Belastung der Proben in einer Universal-Materialprüfmaschine analog zu den Vorgaben der ISO-Norm 14801:2007 [44-46, 52, 75, 161]. Der Wortlaut der ISO-Norm definiert die Versuchsparameter, wie beispielsweise den Kraftangriffspunkt, den Winkel der Implantatachse zur Krafrichtung, die Belastungsgeschwindigkeit und die belasteten Komponenten. In dieser Untersuchung entsprechen sowohl die Prüfkörperherstellung als auch die gewählte Versuchsanordnung für die Belastungsmethode ebenfalls ISO 14801:2007 [120]. Die Prüfkörper wurden im Bruchlastversuch so eingespannt, dass die Implantatachse einen Winkel von 30° zur Belastungsrichtung des Prüfgerätes bildete. Der Kraftangriff für die Bruchlastuntersuchungen erfolgte 2 mm unterhalb der Inzisalkante.

Während der statischen Belastung kam es aufgrund der elastischen Verformung des Kronen-Abutment-Komplexes nach vestibulär zu einem „Wandern“ des Intenders entlang der palatinalen Konkavität. Der Endpunkt der „Wanderung“ (11 und 13 mm von der Auflageebene des Implantats) wurde für die Berechnung des Biegemomentes ermittelt. Der Kraftangriffspunkt stellt somit einen Kompromiss aus den Forderungen der ISO-Norm und der insbesondere bei Frontzähnen klinisch relevanten, schrägen Auflast [157] dar.

Zwischen Krone und Stahlintender wurde eine 0,6 mm starke Zinnfolie positioniert, um eine punktuelle Belastung zu vermeiden und gleichmäßige Kraftverteilung sicherzustellen [162]; dabei lag die Vorschubgeschwindigkeit bei 0,5 mm/min. Die Frage, welche Auswirkungen ein größerer Kraftangriffswinkel auf die Versagensmuster und die maximalen Belastbarkeiten erzeugt, empfiehlt sich als Forschungsansatz weiterer Studien.

## IV.2 Diskussion der Ergebnisse

### IV.2.1 Einfluss der Konditionierung auf das vorzeitige adhäsive Versagen der ZrO<sub>2</sub>-Hybridabutments

Es ist auszuschließen, dass ein systematischer Fehler in der adhäsiven Verklebung von Zirkoniumdioxid-Hybridabutment und Titanklebebasis zu einem vorzeitigen adhäsiven Versagen geführt hat. Das verwendete Klebprotokoll wurde auf Basis der aktuellen Literatur erstellt und folgte in allen Punkten den Vorgaben des Herstellers [121, 133, 136, 137, 139-141, 147, 163-165].

Möglicherweise wäre das beschriebene adhäsive Versagen bei der Verwendung eines alternativen Kompositklebers nicht aufgetreten; daher muss das Befestigungskomposit *Multilink Hybrid Abutment* als eine mögliche Fehlergröße angesehen werden. Guilherme et al. konnten 2016 jedoch ebenfalls ein vorzeitiges adhäsives Versagen bei Zirkoniumdioxid-Hybridabutments und der Verwendung eines alternativen Befestigungskomposites – *RelyX Ultimate* von 3M Espe – nachweisen [161].

Gehrke et al. untersuchten 2014 den Einfluss von drei verschiedenen Befestigungskompositen auf den retentiven Verbund zwischen Titanklebebasen und Kappen aus Zirkoniumdioxid [166]. Dabei schnitt *Panavia 21* (Kuraray Co. Ltd., Kurashiki, Japan) geringfügig, aber nicht signifikant besser ab als das Komposit *Multilink Hybrid Abutment*. Die schlechtesten Retentionswerte erreichte in dieser Studie das Produkt *SmartCem2* (Dentsply, DeTrey).

In einer weiteren Untersuchung konnten Cvikl et al. 2014 nach Wasserlagerung und Thermocycling signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Befestigungskompositen in der Verbundfestigkeit zwischen Titan und Zirkoniumdioxid feststellen [167]. Dabei erreichte *Panavia F2.0* (Kuraray Co. Ltd., Kurashiki, Japan) hingegen deutlich niedrigere Haftwerte als die ebenfalls untersuchten, selbstadhäsiven Komposite *GC G-Cem* (GC Europe, Leuven, Belgium) und *RelyX Unicem* (3M Espe, Seefeld, Germany).

#### *IV.2.2 Einfluss des Abutmentmaterials auf die maximale Belastbarkeit*

Um den Einfluss verschiedener Materialien und Konstruktionsprinzipien auf die maximale Belastbarkeit und das maximale Biegemoment zu ermitteln, wurden Hybridabutments aus Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid sowie Hybridkronen aus Lithiumdisilikat vergleichend evaluiert. Dabei zeigten sich die vorteilhaften Eigenschaften der Lithiumdisilikat-Hybridkronen der Probengruppe 3 (EH13,5/5) im Vergleich zu den ZrO<sub>2</sub>-basierten Hybridabutments. Diese erreichten zum Teil signifikant höhere Belastbarkeiten und zeigten hinsichtlich der Wiederversorgbarkeit zusammen mit den Hybridabutmentkronen der Gruppe 2 vorteilhaftere Versagensmuster als die Zirkoniumdioxid-Abutmentgruppen.

Ein möglicher Grund für die große Streuung der Ergebnisse in den Gruppen 2 (EE13,5/5) und 3 (EH13,5/5) liegt in der Tatsache begründet, dass die effektiven Kronenlängen mit 16 mm oberhalb der in der Literatur angegebenen Grenze von 15 mm liegen, ab der technische Komplikationen zunehmen [82, 115]. Die Streuung innerhalb der Zirkon-Hybridabutmentgruppe 1 (ZrE13,5/5) ist deutlich geringer; allerdings war hier der adhäsive Verbund zwischen Titanklebebasis und Abutment und nicht die Belastbarkeit des Abutmentmaterials der limitierende Faktor.

Bei der Berücksichtigung der in der klinischen Realität auftretenden maximalen Kaukräfte sollten diese Werte in die Beurteilung der In-vitro-Ergebnisse dieser Studie einfließen. Es wurden maximale physiologische Kaubelastungen von 90 bis 370 N für natürliche Frontzähne ermittelt [158, 159, 168-170]. Somit erfüllen nur die Hybridkronen aus Lithiumdisilikat der Gruppe 3 die klinischen Anforderungen hinsichtlich der maximalen Belastbarkeit.

Die Eignung und Leistungsfähigkeit von Lithiumdisilikat als Abutmentmaterial wurde auch in anderen Studien beschrieben. So ermittelten Joda et al. 2015 in vitro für monolithische Lithiumdisilikat-Hybridkronen auf Titanklebebasen Belastungswerte von 675 bis 700 N und damit Werte deutlich oberhalb der physiologischen Kaukräfte [75]. Im Gegensatz zur vorliegenden Untersuchung wurden bei keiner der Lithiumdisilikat-Hybridkronen eine Beschädigung oder ein Versagen im Bereich der Suprakonstruktion beobachtet. Als Versagensgründe wurden plastische Deformationen im Bereich des suprakrestalen Teils aller verwendeten Implantate

benannt. Diese Deformationen ähneln denen, die in den Zirkoniumdioxid-Hybridabutmentgruppen der vorliegenden Untersuchung beobachtet wurden. Allerdings kam es in der genannten Studie niemals zu einer Fraktur der Abutmentschrauben oder Implantate. In jener Studie wurde aber ein experimentelles Makrodesign der Probenkörper verwendet, welches sich deutlich vom klinisch relevanten Kronendesign dieser Untersuchung unterscheidet. Weiterhin wurden die Proben keiner thermomechanischen Alterung unterzogen, sodass die Vergleichbarkeit der Ergebnisse nur eingeschränkt möglich ist.

In der Studie von Silva et al. wurden 2016 für Lithiumdisilikat-Hybridabutments, die mit einer Lithiumdisilikat-Krone versorgt waren, bei zyklischen Ermüdungsbelastungen vergleichbare Zuverlässigkeiten wie bei konventionellen Metallabutments nachgewiesen [76]. Im Bruchlastversuch wurden Werte von  $1005 \pm 65$  N erreicht und damit deutlich höhere Belastungswerte als in der vorliegenden Untersuchung für Lithiumdisilikat-Hybridabutments der Gruppe 2 (EE13,5/5). Die Autoren verwendeten ein anderes Implantatsystem, bewegten sich nicht im Rahmen der Anforderungen der ISO-Norm 14801:2007 und führten nur eine Wasserlagerung von 7 Tagen vor dem Bruchlastversuch durch, was eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschwert.

Rosentritt et al. zeigten 2016, dass der Schraubenkanal keinerlei Einfluss auf die Belastbarkeit von okklusal verschraubten Hybridkronen auf modifizierten Standardabutments hat [77]. Die erreichten Belastungswerte für Lithiumdisilikat-Hybridkronen lagen mit 2998 N deutlich über den in der vorliegenden Untersuchung erreichten Werten. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse wird aber durch zahlreiche Faktoren eingeschränkt. Zum einen erfolgte bei der Alterung und im Bruchlastversuch eine von der ISO-Norm 14801:2007 abweichende axiale Belastungsrichtung, zum anderen unterscheidet sich die Dimensionierung der Kronen durch die Wahl von Molaren statt Inzisiven deutlich.

Sailer et al. untersuchten 2009 die maximale Belastbarkeit und das maximale Biegemoment von einteiligen Vollzirkon-Abutments und zweiteiligen verschraubten Zirkoniumdioxid-Abutments mit Titan-Insert, die mittels Leuzit verstärkten vollkeramischen Kronen versorgt wurden [44]. Die zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Abutments mit Titan-Insert erreichten in dieser Untersuchung im Bruchlastversuch



Belastungskräfte von  $484,9 \pm 80$  N und maximale Biegemomente von  $3515 \pm 580$  N mm und somit eine signifikant höchste Belastbarkeit. Diese im Vergleich leicht erhöhten Werte bestätigen das Konzept der in ihrer Konstruktion ähnlichen Hybridkronen der Gruppe 3 (EH13,5/5) in der vorliegenden Untersuchung. Weiterhin schlussfolgern die Autoren, dass sich die Verwendung einer sekundären metallischen Komponente als vorteilhaft für die Kräfteverteilung im Abutmentbereich erwiesen habe.

Mögliche Erklärungen für die Abweichungen der Ergebnisse liegen zum einen darin, dass – da beiden Studien individuelle Patientenfälle als Designbasis zugrundeliegen – verschiedene Implantatsysteme sowie unterschiedliche Dimensionierungen von Abutment und Kronen verwendet wurden. Zum anderen wurde in der genannten Untersuchung auf eine thermomechanische Alterung der Proben vor dem Bruchlastversuch verzichtet. Weiterhin ist festzuhalten, dass die Informationen zu den genauen Dimensionierungen der Abutments und Kronenlängen fehlen und damit eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse nicht zuletzt deshalb erschwert wird.

Leutert et al. belasteten 2012 zur Bestimmung des maximalen Biegemomentes individuelle Abutments aus Titan und Zirkoniumdioxid, die jeweils zur Hälfte mit Lithiumdisilikat-Kronen versorgt waren [45]. Die monolithischen Lithiumdisilikat-Rekonstruktionen auf individualisierten Titan-Abutments erreichten maximale Biegemomente von  $4194 \pm 1852$  N mm. Damit liegen die Werte deutlich oberhalb der erreichten Werte der konstruktionsbedingt ähnlichen Hybridkronen der Gruppe 3. An 70 % der Implantate konnte nach dem Bruchlastversuch eine plastische Verformung festgestellt werden. Zusätzlich wurden an 60 % der Kronen Frakturen und an 30 % der Proben Frakturen der Schrauben oder des Implantats beobachtet.

Dies steht im Gegensatz zu den Versagemustern in der vorliegenden Untersuchung. Die Versagensursachen der Lithiumdisilikat-Hybridkronen und Hybridabutments sind zu 100 % den Frakturen der Keramik im Abutmentbereich zuzuschreiben. Kein Implantat und keine Abutmentschraube der Gruppen 2 und 3 wies eine makroskopisch sichtbare Beschädigung auf. Dagegen frakturierten bei den Zirkoniumdioxid-Hybridabutments 100 % der Implantate.

Die Interpretation dieser Ergebnisse bestätigt die Annahme, dass das verwendete Abutmentmaterial einen signifikanten Einfluss auf die maximale Belastbarkeit und die Frakturresistenz der gesamten Konstruktion hat.

Mühlemann et al. griffen 2013 das Test-Setup von Sailer et al. 2009 auf und erweiterten es um zwei Gruppen und eine thermomechanische Alterung auf Basis der gleichen Parameter, die auch in der vorliegenden Untersuchung zur Anwendung kamen [46]. Die zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Abutments mit Titan-Insert erreichten maximale Biegemomente von  $5818 \pm 1728$  N und damit signifikant höhere maximale Belastbarkeiten als die konstruktionell ähnlichen Hybridkronen der Gruppe 3 in der vorliegenden Untersuchung. Auch hier ist die Vergleichbarkeit der Ergebnisse nur eingeschränkt möglich, da Angaben zur Dimensionierung der Abutments und Kronen fehlen und zusätzlich keine Angabe zur Anzahl der thermischen Wechsellasten gemacht wurde.

Martinez et al. konnten 2012 für monolithische CAD/CAM-gefertigte Lithiumdisilikat-Frontzahnkronen auf modifizierten Titan-Abutments Belastungswerte von  $558,5 \pm 35$  N ermitteln [122]. Die publizierten Ergebnisse liegen damit geringfügig über den Ergebnissen der Hybridkronen der Gruppe 3 der vorliegenden Arbeit. Eine mögliche Erklärung für die im Vergleich leicht erhöhten Werte für  $F_{max}$  liefert der Verzicht der Arbeitsgruppe um Martinez auf eine thermomechanische Alterung vor dem Bruchlastversuch.

Darüber hinaus ist abschließend festzuhalten, dass in den vorstehend explizierten Studien verschiedene, für den Vergleich relevante Daten wie z. B. Kronen bzw. Belastungsaufsatzmaße [44-46, 75, 76], Angaben zu den verwendeten Implantatsystemen sowie Parameter für die Implantateinbettung [77] zum Teil nicht vorliegen und damit eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschwert wird.

#### *IV.2.3 Einfluss der Kronenlänge auf die maximale Belastbarkeit*

Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den beiden verschiedenen Kronenlängen bezüglich der maximalen Belastbarkeit ermittelt. Eine Zunahme der Kronenlänge von 13,5 mm (effektive Kronenlänge 16 mm) auf 17,5 mm (effektive Kronenlänge 20 mm) führte zu einer signifikant niedrigeren Belastbarkeit und zu

einem vorzeitigen Versagen der Restaurationen. Dies wird in den Studien von Nissan 2011 und Sun et al. 2015 bestätigt, welche ebenfalls bei effektiven Kronenlängen oberhalb von 15 mm eine Zunahme der technischen Komplikationen nachweisen konnten [82, 115]. Das Kronen-Implantat-Verhältnis liegt mit Werten von 1,2:1 in den Gruppen mit 13,5 mm Kronenlänge und mit 1,6:1 in den Gruppen mit 17,5 mm Kronenlänge deutlich unterhalb der in der Literatur angegebenen und allgemein akzeptierten Grenze von 2:1 [111].

Die fehlende Signifikanz einer höheren Kronen-Implantat-Ratio hinsichtlich des Auftretens von Komplikationen wird auch von Anitua et al. 2014 bestätigt [116]. Jedoch konnten die Autoren für effektive Kronenlängen bis zu 17 mm einen marginalen Knochenverlust von weniger als 2 mm und für effektive Kronenlängen von 21 mm mehr als 2 mm marginalen Knochenverlust nachweisen. Die mittlere effektive Kronenlänge betrug in dieser retrospektiven klinischen Studie 17 mm und liegt damit oberhalb der empfohlenen Grenze von 15 mm [82, 115]. Die Autoren konnten eine positive Korrelation von effektiver Kronenlänge und dem Auftreten von biologischen Komplikationen konstatieren. In den vorliegenden Studien zu verklebten zweiteiligen Hybridabutments oder Hybridkronen wurden unterschiedliche Kronenlängen nicht in die Untersuchung einbezogen, sodass ein Vergleich der Ergebnisse unter diesem Gesichtspunkt nicht möglich ist [75-77, 122, 161].

#### *IV.2.4 Einfluss der Titanbasenlänge auf die maximale Belastbarkeit*

Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den beiden verschiedenen Längen der Titanklebebasen bezüglich der maximalen Belastbarkeit ermittelt. Die Verwendung von 3 mm langen Titanklebebasen führte zu einer signifikant niedrigeren Belastbarkeit und zu einem vorzeitigen Versagen der Restaurationen. Damit erscheint die Verwendung von 3 mm langen Klebebasen obsolet. Das vorzeitige Versagen von Hybridabutments in der vorliegenden Studie bei der Verwendung von kurzen Klebebasen mit einer reduzierten Klebefläche wird von Guilherme et al. bestätigt [161]. Die erreichten Belastungswerte für die Hybridabutments aus Zirkoniumdioxid lagen mit Medianwerten von  $318,3 \pm 28,2$  N oberhalb des Bereiches der Werte, die in der vorliegenden Studie für Zirkoniumdioxid-Hybridabutments auf 3-mm-Titanklebebasen evaluiert wurden.

Für die Hybridabutments aus Lithiumdisilikat wurden mit  $160,1 \pm 21,6$  N zu den in Gruppe 5 (EE13,5/3) erreichten Ergebnissen vergleichbare Belastungswerte ermittelt. Es ist jedoch festzustellen, dass in der genannten Untersuchung die Abutments mit Belastungsaufsätzen versorgt wurden, welche sich im Makrodesign signifikant von der klinisch relevanten Kronenform in der vorliegenden Arbeit unterschieden. Auch wurden die Proben vor der Belastung lediglich einer 24-stündigen Wasserlagerung unterzogen. Weiterhin wiesen die Klebebasen – im Vergleich zu den hier benutzten kurzen Klebebasen mit  $28 \text{ mm}^2$  Klebefläche – eine Klebefläche von  $33 \text{ mm}^2$  auf, sodass ein Vergleich der Ergebnisse auch hier nur eingeschränkt möglich ist.

Es existiert gegenwärtig keine weitere Studie, die den Einfluss verschieden hoher Klebebasen oder unterschiedlicher Klebeflächen auf die maximale Belastbarkeit zum Gegenstand hat. In der bislang ausgewerteten Literatur zu adhäsiv fixierten Hybridabutments und Hybridkronen sind die Angaben zu den Dimensionen der Klebebasen unvollständig und erschweren damit eine vergleichende Einschätzung der Ergebnisse insgesamt. [75-77, 122].

#### *IV.2.5 Diskussion des Spaltbildungsphänomens zwischen Titanbasis und Implantatschulter*

Die Bestimmung des Anfangszeitpunktes der makroskopisch sichtbaren Spaltbildung durch Beobachtung und Auswertung der Videodokumentation muss als Fehlergröße angesehen werden, da es sich hierbei um ein empirisches Verfahren handelt. Da dieses Phänomen im Rahmen der Vorversuche aufgefallen ist, kann von einem gewissen Trainingseffekt bei der Bestimmung des entsprechenden Kraftwertes ausgegangen werden. Weiterhin ermöglichte die videografische Dokumentation eine Überprüfung des ermittelten Auftaktmoments der Spaltbildung. Es ergaben sich zum Teil signifikante, materialbedingte Unterschiede. Zirkoniumdioxid beeinflusst vermutlich aufgrund seines hohen Elastizitätsmoduls die Kraftübertragung auf die Titanklebebasis. Ebenso kann eine konstruktionsbedingt unterschiedliche Rigidität zwischen den Hybridkronen und den Hybridabutments aus Lithiumdisilikat für den Unterschied zwischen Gruppe 3 (EH13,5/5) und 5 (EE13,5/3) verantwortlich sein.

Die ermittelten Unterschiede zwischen den Gruppen werden jedoch durch die im Mittel bei allen Gruppen zwischen 73 und 144 N liegenden Werte relativiert. Die ermittelten Werte liegen am unteren Ende der bekannten maximalen physiologischen Kaubelastungen von 90 bis 370 N für natürliche Frontzähne [158, 159, 168-170]. Es ist demnach anzunehmen, dass diese Spalten bei nahezu jedem physiologischen Abbeivorgang auftreten.

Abschließend kann vermutet werden, dass in den vorliegenden Studien zu Hybridabutments und Hybridkronen ebenfalls spezielle technische Komplikationen wie Spaltbildungen aufgetreten sind, jedoch nicht dokumentiert wurden. Die Entstehung von Mikrospalten zwischen Abutment und Implantatschulter während einer Belastung bei Implantatsystemen mit nichtkonischen Innenverbindungen ohne Selbsthemmung wurde von Zipprich et al. 2007 beschrieben [31]. Eine Spaltbildung bei konischen Innenverbindungen mit Selbsthemmung konnte in dieser Studie nicht nachgewiesen werden. Dass dieses Phänomen jedoch auch bei konischen Innenverbindungen auftritt, wenn auch in kleinerem Maßstab, konnten Rack et al. 2013 ermitteln [171]. Sie kamen zu dem Schluss, dass Ermüdungsbelastungen Mikrospalten vergrößern und die Möglichkeit von Mikrobewegungen des Implantat-Abutment-Komplexes erhöhen.

In einer weiteren Studie von Nelson et al. wurden 2016 Spaltbildungen bei konischen Innenverbindungen ebenso bestätigt [172]. Während der Belastung konnten zudem plastische Verformungen im Bereich der Implantatschulter nachgewiesen werden, durch die ein räumlicher Versatz des Abutments möglich wurde. Die klinischen Konsequenzen dieser Spaltbildung unter Belastung sind weitgehend unerforscht. Bekannt ist, dass es nach der prothetischen Versorgung eines osseointegrierten Implantates zu einer krestalen Knochenresorption kommen kann [56, 173]. Dies führt insbesondere im anterioren Bereich mit hoher Wahrscheinlichkeit zu Beeinträchtigungen der Weichgewebssthetik. Für eine natürlich wirkende Weichgewebsarchitektur ist der Papillenerhalt essentiell; dabei hängt die Ausbildung der Papillen vom approximalen Knochniveau ab [174].

Möglicherweise ist die Spaltbildung und die damit einhergehende Bewegung des Abutments eine der Ursachen für die krestale Knochenresorption. Unter zyklischer

Belastung kann damit ein Pumpeffekt entstehen, welcher den kristallinen Knochen mit der im Implantat enthaltenen luminalen Flüssigkeit kontaminiert [173, 175, 176].

Ein Konzept zur Verringerung dieses marginalen Knochenverlustes beinhaltet die Versorgung der Implantate mit im Durchmesser reduzierten Aufbauten – dem *Platform Switching*. Dieser Begriff bezeichnet eine Maßnahme zur Verringerung des Abutment-Durchmessers mit dem Zweck, eine Verlagerung des Spaltes zwischen Abutment und Implantat nach innen zu erreichen [177]. Für dieses Konzept konnte marginal ein knochenerhaltender Effekt bestätigt werden [178, 179]. In einer prospektiven Multicenterstudie mit *Camlog*-Implantaten konnte ein stabiles marginales Knochenniveau an 67 % der mittels *Platform Switching* modifizierten Implantate nachgewiesen werden. Dagegen zeigten 51 % der nicht mithilfe von *Platform Switching* modifizierten Implantate einen Knochenabbau [180].

*Platform Switching* ist eine systemimmanente Eigenschaft aller Implantatsysteme mit konischen Innenverbindungen. Somit erscheinen Systeme mit konischen Innenverbindungen vorteilhaft hinsichtlich der Verhinderung der marginalen Knochenresorption [181]. Um einen ähnlichen Effekt bei Implantaten mit internen Stoßverbindungen zu erreichen, scheint *Platform Switching* demnach unumgänglich zu sein [180].

### IV.3 Schlussfolgerung

Unter Bezugnahme auf das Forschungsziel als auch auf die Limitationen, die die vorliegende In-vitro-Studie charakterisieren, können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Die 1. Nullhypothese wird abgelehnt, da die effektive Kronenlänge in der vorliegenden Untersuchung signifikant die maximale Belastbarkeit beeinflusst. Damit kann sie ein relevanter Faktor in der klinischen Anwendung sein. Effektive Kronenlängen von 16 mm scheinen für Hybridkronen die kritische Versagensgrenze zu bilden.
2. Unter der Berücksichtigung der Problematik des adhäsiven Verbundversagens zirkoniumdioxidbasierter Hybridabutments zeigten Hybridkronen aus Lithiumdisilikat im Vergleich zum Teil signifikant höhere Belastbarkeiten und folglich günstigere Versagemuster. Daher wird auch die 2. Null-Hypothese abgelehnt.
3. Die 3. Null-Hypothese zum Einfluss der Klebefläche der Titanbasen wird ebenfalls abgelehnt, da signifikante Unterschiede zwischen den beiden verschiedenen Längen der Titanklebebasen bezüglich der maximalen Belastbarkeit ermittelt wurden. Die Verwendung von 3 mm langen Titan-klebebasen führte zu einer signifikant niedrigeren Belastbarkeit und zu einem vorzeitigen Versagen der Restaurationen.
4. Die subkritische Spaltbildung zwischen Titanklebebasis und Implantatschulter könnte für die Stabilität der periimplantären Weichgewebe von Bedeutung sein und sollte weiterführend untersucht werden. Insbesondere Implantatsysteme mit konischen Innenverbindungen sollten bezüglich des Ausmaßes der Spaltbildung vergleichend evaluiert werden.
5. Die vorliegende Studie zeigt, dass Abutmentmaterialien mit hohen Elastizitätsmodulen und hohen Biegefestigkeitswerten wie z. B. Zirkoniumdioxid bei kritischen effektiven Kronenlängen unter Umständen

sowohl die Titanklebebasis als auch das Implantat irreversibel beschädigen können.

Insgesamt besteht weiterer Forschungsbedarf, um die bestehende Bandbreite an Abutmentmaterialien um solche zu erweitern, die möglicherweise eine effektivere Stressabsorptionsfähigkeit im und am Abutment aufweisen und des Weiteren zur Unterbindung potenzieller Beschädigungen der Klebebasis, des Implantats und dessen Innengeometrie – selbst bei höheren effektiven Kronenlängen – beizutragen geeignet sind.



## V Literaturverzeichnis

1. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(6): 625-42.
2. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 97-113.
3. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(2): 119-30.
4. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 Suppl 6: 2-21.
5. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4: 4-31.
6. Shavell HM. The periodontal-restorative interface in fixed prosthodontics: tooth preparation, provisionalization, and biologic final impressions--Part II. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994; 6(3): 49-60; quiz 62.
7. Wittneben JG, Buser D, Belser UC, Bragger U. Peri-implant soft tissue conditioning with provisional restorations in the esthetic zone: the dynamic compression technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33(4): 447-55.
8. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19 Suppl: 43-61.
9. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2(2): 81-90.
10. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(3): 212-9.

11. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(7): 635-41.
12. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998; 25(9): 721-7.
13. Kanao M, Nakamoto T, Kajiwara N, Kondo Y, Masaki C, Hosokawa R. Comparison of plaque accumulation and soft-tissue blood flow with the use of full-arch implant-supported fixed prostheses with mucosal surfaces of different materials: a randomized clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(10): 1137-43.
14. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(12): 1379-84.
15. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26 Suppl 11: 139-47.
16. Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87(1): 112-4.
17. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hammerle CH, Mattioli A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent* 2007; 2(3): 296-310.
18. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(11): 1275-81.
19. Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(3): 546-54.
20. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
21. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29 Suppl: 99-116.

22. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(5): 569-74.
23. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28(4): 357-65.
24. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2016.
25. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(6): 793-8.
26. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004; 75(2): 292-6.
27. Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, Hasegawa Y. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials* 2003; 24(21): 3655-61.
28. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. 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): 73-80.
29. Brunot-Gohin C, Duval JL, Azogui EE, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, Gangloff SC, Egles C. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dent Mater* 2013; 29(9): e205-12.
30. Ariaans K, Heussen N, Schiffer H, Wienert AL, Plumakers B, Rink L, Wolfart S. Use of molecular indicators of inflammation to assess the biocompatibility of all-ceramic restorations. *J Clin Periodontol* 2016; 43(2): 173-9.
31. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie* 2007; 15(1): 31-46.
32. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(4): 290-8.

33. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 604-10.
34. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 519-26.
35. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006; 33(1): 75-8.
36. Borie E, Orsi IA, Noritomi PY, Kemmoku DT. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2016; 31(1): 101-110.
37. Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol* 2012; 38 Spec No: 491-6.
38. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012; 28(11): 1126-33.
39. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997; 78(6): 582-91.
40. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(12): 1276-84.
41. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23(4): 299-309.
42. Zembic A, Bosch A, Jung RE, Hammerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(4): 384-90.
43. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. 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): 802-8.

44. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(5): 850-8.
45. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(3): 505-12.
46. Muhlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res* 2013.
47. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(2): 488-93.
48. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90(4): 325-31.
49. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995; 8(3): 265-72.
50. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2): 111-6.
51. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27(4): 535-43.
52. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(1): 12-8.
53. Cavusoglu Y, Akca K, Gurbuz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(2): 338-43.
54. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(3): 537-43.

55. Hjerpe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(1): 132-8.
56. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006; 85(5): 473-8.
57. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol* 2005; 76(1): 115-20.
58. Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013; 101(7): 1321-8.
59. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6): 511-9.
60. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(5): 970-5.
61. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15(1): 10-23; discussion 24.
62. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012; 28(12): 1215-20.
63. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010; 23(5): 434-42.
64. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig* 2013; 17(7): 1765-72.
65. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1): 275-84.
66. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33(7): 503-10.

67. Fradeani M. The application of all-ceramic restorations in the anterior and posterior regions. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003; Suppl: 13-7.
68. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc* 2010; 141 Suppl 2: 10S-4S.
69. Rauch A, Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. *Clin Oral Investig* 2016.
70. Bailey LF, Bennett RJ. DICOR surface treatments for enhanced bonding. *J Dent Res* 1988; 67(6): 925-31.
71. Bailey JH. Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *J Prosthet Dent* 1989; 61(2): 174-7.
72. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent* 1998; 23(5): 250-7.
73. Protopapadaki M, Monaco EA, Jr., Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent* 2013; 110(5): 389-96.
74. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA, Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009; 101(4): 226-30.
75. Joda T, Burki A, Bethge S, Bragger U, Zysset P. Stiffness, strength, and failure modes of implant-supported monolithic lithium disilicate crowns: influence of titanium and zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(6): 1272-9.
76. Silva NR, Teixeira HS, Silveira LM, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Reliability and Failure Modes of a Hybrid Ceramic Abutment Prototype. *J Prosthodont* 2016.
77. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig* 2016.
78. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 Suppl 6: 163-201.

79. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29 Suppl: 84-98.
80. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(5): 719-28.
81. Gervais MJ, Wilson PR. A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *Int J Prosthodont* 2007; 20(1): 13-24.
82. Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69(7): 1934-9.
83. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(2): 239-46.
84. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997; 78(1): 43-7.
85. Wasiluk G, Chomik E, Gehrke P, Pietruska M, Skurska A, Pietruski J. Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series. *Clin Oral Implants Res* 2016.
86. Albrektsson T, Canullo L, Cochran D, De Bruyn H. "Peri-Implantitis": A Complication of a Foreign Body or a Man-Made "Disease". Facts and Fiction. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18(4): 840-9.
87. Wilson TG, Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009; 80(9): 1388-92.
88. Wilson TG, Jr., Valderrama P, Burbano M, Blansett J, Levine R, Kessler H, Rodrigues DC. Foreign bodies associated with peri-implantitis human biopsies. *J Periodontol* 2015; 86(1): 9-15.
89. Korsch M, Obst U, Walther W. Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(7): 797-802.



90. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(6): 865-8.
91. Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(5): 943-6.
92. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16(2): 155-65.
93. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990; 64(2): 185-94.
94. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(5): 1102-7.
95. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004; 91(6): 532-7.
96. Millen C, Bragger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(1): 110-24.
97. Koldslund OC, Scheie AA, Aass AM. Prevalence of peri-implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss. *J Periodontol* 2010; 81(2): 231-8.
98. Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E, Jr., Land NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 1987; 2(4): 145-51.
99. Albrektsson T, Isidor F. Consensus report: implant therapy. In: Lang NP, Karring T (eds). *Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology* 1994: 365-369.
100. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 Suppl 1: 146-55.
101. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in

- prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29 Suppl 3: 197-212; discussion 232-3.
102. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol* 2008; 35(8 Suppl): 286-91.
  103. Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19 Suppl: 150-4.
  104. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3(3): 99-103.
  105. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(2): 73-9.
  106. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5(4): 254-9.
  107. Mombelli A, Muller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 Suppl 6: 67-76.
  108. Heydenrijk K, Meijer HJ, van der Reijden WA, Raghoobar GM, Vissink A, Stegenga B. Microbiota around root-form endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(6): 829-38.
  109. Atieh MA, Alsabeeha NH, Faggion CM, Jr., Duncan WJ. The frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2013; 84(11): 1586-98.
  110. Ramanauskaite A, Juodzbaly G. Diagnostic Principles of Peri-Implantitis: a Systematic Review and Guidelines for Peri-Implantitis Diagnosis Proposal. *J Oral Maxillofac Res* 2016; 7(3): e8.
  111. Sanz M, Naert I, Working G. Biomechanics/risk management (Working Group 2). *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4: 107-11.
  112. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4: 67-72.

113. Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sammartino G, Procaccini M. Technical and biological complications related to crown to implant ratio: a systematic review. *Implant Dent* 2014; 23(2): 180-7.
114. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(2): 275-82.
115. Sun SP, Moon IS, Park KH, Lee DW. Effect of Crown to Implant Ratio and Anatomical Crown Length on Clinical Conditions in a Single Implant: A Retrospective Cohort Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(4): 724-31.
116. Anitua E, Alkhraist MH, Pinas L, Begona L, Orive G. Implant survival and crestal bone loss around extra-short implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(3): 682-9.
117. Nunes M, Almeida RF, Felino AC, Malo P, de Araujo Nobre M. The Influence of Crown-to-Implant Ratio on Short Implant Marginal Bone Loss. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31(5): 1156-63.
118. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin RJ, Jr. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent* 2005; 14(4): 312-8.
119. Patzelt SB, Spies BC, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26 Suppl 11: 77-85.
120. ISO\_Norm\_14801:2007. Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organisation for Standardization 2007.
121. IvoclarVivadent. IPS e.max Scientific Report. 2013; 02.
122. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Bartolome JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(6): 1448-55.
123. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(6): 875-81.
124. Franchini I, Capelli M, Fumagalli L, Parenti A, Testori T. Multicenter retrospective analysis of 201 consecutively placed camlog dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2011; 31(3): 255-63.

125. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(2): 357-66.
126. Ozkan Y, Ozcan M, Akoglu B, Ucankale M, Kulak-Ozkan Y. Three-year treatment outcomes with three brands of implants placed in the posterior maxilla and mandible of partially edentulous patients. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2): 78-84.
127. Ozkan Y, Akoglu B, Kulak-Ozkan Y. Five-year treatment outcomes with four types of implants in the posterior maxilla and mandible in partially edentulous patients: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(3): 639-47.
128. Siebers D, Gehrke P, Schliephake H. Delayed function of dental implants: a 1- to 7-year follow-up study of 222 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6): 1195-202.
129. Strietzel FP, Reichart PA. Oral rehabilitation using Camlog screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(5): 591-600.
130. Zafiroopoulos GG, Deli G, Bartee BK, Hoffmann O. Single-tooth implant placement and loading in fresh and regenerated extraction sockets. Five-year results: a case series using two different implant designs. *J Periodontol* 2010; 81(4): 604-15.
131. Sellers K, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *J Prosthet Dent* 2017; 117(2): 247-252.
132. Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater* 2011; 27(3): 298-303.
133. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14(1): 64-71.
134. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2(2): 139-47.
135. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3): 268-74.
136. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007; 38(9): 745-53.

137. Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater* 2010; 26(9): 922-8.
138. IvoclarVivadent. wissenschaftliche Dokumentation Monobond Plus. 2011.
139. Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent* 2011; 106(5): 319-27.
140. Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2011; 27(3): 207-13.
141. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2009; 88(9): 817-22.
142. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10(3): 207-15.
143. Krejci I, Lutz F, Fullemann J. [Tooth-colored inlays/overlays. Tooth-colored adhesive inlays and overlays: materials, principles and classification]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; 102(1): 72-83.
144. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000; 13(Spec No): 60D-76D.
145. el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent* 1999; 24(1): 38-44.
146. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent* 2008; 10(5): 393-8.
147. Sasse M, Eschbach S, Kern M. Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: Influence of the bonding system after up to 55 months. *J Dent* 2012; 40(9): 783-6.
148. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
149. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37(11): 866-76.

150. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater* 1992; 8(4): 238-40.
151. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2): 119-24.
152. Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; 100(12): 1445-9.
153. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1985; 1(6): 238-42.
154. DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR. The wear of dental porcelain in an artificial mouth. *Dent Mater* 1986; 2(5): 214-9.
155. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1986; 2(6): 235-40.
156. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995; 8(2): 105-16.
157. Naumann M BF, Lange K-P. Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen. *DZZ* 2002; 57: 554-557.
158. Helkimo E, Ingervall B. Bite force and functional state of the masticatory system in young men. *Swed Dent J* 1978; 2(5): 167-75.
159. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979; 37(4): 195-206.
160. Coca I, Schwickerath H. Stress distribution in crowns in the anterior region. *Dtsch Zahnarztl Z* 1987; 42(4): 338-41.
161. Guilherme NM, Chung KH, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent* 2016; 116(2): 206-13.
162. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000; 27(7): 595-601.

163. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23(1): 45-50.
164. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005; 21(12): 1158-62.
165. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22(2): 195-200.
166. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16(6): 920-5.
167. Cvikl B, Dragic M, Franz A, Raabe M, Gruber R, Moritz A. Long-term storage affects adhesion between titanium and zirconia using resin cements. *J Adhes Dent* 2014; 16(5): 459-64.
168. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997; 42(1): 11-7.
169. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31(1): 18-22.
170. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004; 32(6): 451-7.
171. Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 44-50.
172. Nelson K, Schmelzeisen R, Taylor TD, Zabler S, Wiest W, Fretwurst T. The Impact of Force Transmission on Narrow-Body Dental Implants Made of Commercially Pure Titanium and Titanium Zirconia Alloy with a Conical Implant-Abutment Connection: An Experimental Pilot Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31(5): 1066-71.
173. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003; 82(3): 232-7.
174. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol* 1992; 63(12): 995-6.

175. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Lezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005; 31(6): 269-75.
176. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006; 15(3): 298-304.
177. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26(1): 9-17.
178. Al-Nsour MM, Chan HL, Wang HL. Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(1): 138-45.
179. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010; 81(10): 1350-66.
180. Guerra F, Wagner W, Wiltfang J, Rocha S, Moergel M, Behrens E, Nicolau P. Platform switch versus platform match in the posterior mandible - 1-year results of a multicentre randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2014; 41(5): 521-9.
181. Krebs M, Schmenger K, Neumann K, Weigl P, Moser W, Nentwig GH. Long-term evaluation of ANKYLOS(R) dental implants, part i: 20-year life table analysis of a longitudinal study of more than 12,500 implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17 Suppl 1: e275-86.



## VI Anhang

### VI.1 Abkürzungsverzeichnis

$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lithiumdisilikat
$\text{ZrO}_2$	Zirkoniumdioxid
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
E-Modul	Elastizitätsmodul
TCML	Thermal Cycling and Mechanical Loading
HF	Fluorwasserstoff(säure)
EWOP	European Workshop on Periodontology
BOP	Bleeding on Probing
ISO	International Organisation for Standardization
T-Base	Titanklebebasis
$\text{H}_2\text{O}$	Wasser
POM	Polyoxymethylen
F	Kraft
N	Newton
Nmm	Newton x mm
M	Biegemoment
min.	Minimum
max.	Maximum
l	Länge
n	Anzahl
SD	Standardabweichung

## VI.2 Materialliste

1. Camlog Abformpfosten K2121.4300  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
2. Pattern Resin,  
GC Europe N.V, B-3001 Leuven
3. S-U Ästhetikwachs-O Beige,  
SCHULER-DENTAL GmbH & Co. KG, D-89081 Ulm
4. Doublersilikon SAE-Dublier-System Okta-Sil A+B,  
SAE Dental Vertriebs GmbH, D-27580 Bremerhaven
5. Dublierform, SAE-Dublier-System Fundamentplatte + Profilband  
SAE Dental Vertriebs GmbH, D-27580 Bremerhaven
6. Superhartgips, Fujirock improved type 4 dental stone  
GC Europe N.V, B-3001 Leuven
7. Gipsfräse H251SGEA,  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
8. Camlog-Laborimplantat K3010.4300  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
9. Gingifast Rigid, Ref. C401520  
Zhermack SpA, I-45021 Badia Polesine
10. Cerec Omnicam  
Sirona Dental Systems GmbH, D-64625 Bensheim
11. 3Shape D2000 Dentalscanner,  
3Shape A/S, DNK-1060 Copenhagen
12. Scankörper Cerec, Camlog ScanPost für Sirona K2620.4306 +  
Scanbody S für Omnicam 6431311  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim;  
Sirona Dental Systems GmbH, D-64625 Bensheim
13. Organical Scan Body 63-1140,  
Organical CAD/CAM GmbH, D-12681 Berlin
14. Organic PMMA –eco,  
Organical CAD/CAM GmbH, D-12681 Berlin
15. Technovit 4002 IQ,  
Heraeus Kulzer GmbH, D-63450 Hanau

16. Resimix Becher groß, 8256919  
Scheu Dental, D-58642 Iserlohn
17. Anmischspatel Nr. 037355,  
ROOSDental, D- 41236 Mönchengladbach
18. Präzisionswaage Sartorius 1264 MP,  
Sartorius GmbH, 37075 Göttingen
19. Parallelometer Dentagraph  
Krupp Medizintechnik, D-45145 Essen
20. IPS e.max CAD CER/inLab MO 1 A14 (S) Ref. 644358  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
21. IPS e.max CAD CER/inLab LT A3 A16 (S) Ref. 644369  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
22. ZrO<sub>2</sub>-Ronde 18 mm, Organic Zirkon medium Ref. 67-1102  
Organical CAD/CAM GmbH, D-12681 Berlin
23. Cerec-MC-XL Premium SW 4.4.4  
Sirona Dental Systems GmbH, D-64625 Bensheim
24. Organical Retro 5XT  
Organical CAD/CAM GmbH, D-12681 Berlin
25. ZrO<sub>2</sub>-Sinterofen Organical Heat L  
Organical CAD/CAM GmbH, D-12681 Berlin
26. Diamant Trennscheibe Horico Diaflex H 350 190  
Hopf, Ringleb & Co. GmbH & CIE, D-12203 Berlin
27. Hosynth H9841  
Hopf, Ringleb & Co. GmbH & CIE, D-12203 Berlin
28. Gummipolierer EVE Universal Ref. 1001-L22  
Ernst Vetter GmbH, D-75179 Pforzheim
29. Brennpaste IPS Object Fix  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
30. Brenngutträger IPS e.max CAD crystallization tray  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
31. Sinterofen Programat CS3  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
32. Organical zirconium polishing paste  
Organical CAD/CAM GmbH, D-12681 Berlin

33. Ziegenhaarbürstchen Polirapid Ref. 112/17  
Polirapid Dr. Montmerlo GmbH & Co. KG., D-78224 Singen
34. Wasserdampfstrahler Wasi-Steam Classic  
Wassermann Dental-Maschinen GmbH, D-21031 Hamburg
35. Titanklebebasis 3 mm K2242.4342  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
36. Titanklebebasis 5 mm K2244.4348  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
37. Camlog-Laborschraube J4006.1601  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
38. Camlog-Laborimplantat K3010.4300  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
39. Griffelstrahler EWL Typ 5423  
KaVo Dental GmbH, 88400 Biberach/Riß
40. Camlog Klebehilfe POM J4009.1600  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
41. edding 3000-02  
edding Vertrieb GmbH, D-31515 Wunstdorf
42. IPS-Ceramic Etching Gel (HF 5%) Ref. 531548  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
43. Isopropanol 70%  
Charité Apotheke, D-13353 Berlin
44. Sonorex RK 102 H  
Bandelin electronic GmbH & Co. KG, 12207 Berlin
45. Monobond Plus Ref. 626221  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
46. Microbrush Roundtip Applicator 900-1393  
Henry Schein Inc., USA-11747 Melville NY
47. Multilink Hybrid Abutment MO Ref. 647183  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
48. Liquid Strip Ref. 532505  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
49. Gummipolierer Linse Ref. 22553  
Kentzler-Kaschner Dental GmbH, D-73479 Ellwangen

50. Camlog Abutmentschraube J4005.1601  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
51. Camlog Drehmomentratsche J5320.1030,  
Altatec GmbH, D-71299 Wimsheim
52. Guttapercha stopping Ref. 10221,  
Produits Dentaires S.A., SUI-1800 Vevey
53. Füllungsinstrument planer Stopfer 1054/181  
Carl Martin, D-42657, Solingen
54. Heliobond  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
55. Lichthärtegerät Targis Quick  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
56. Tetric EvoCeram A1 Ref. 590312  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
57. Füllungsinstrument Birnenform 248955  
A. Schweickhardt GmbH & Co. KG, D-78606 Seitingen-Oberflacht
58. Lichthärtegerät Solidilite EX  
Shofu Dental GmbH, D-40878 Ratingen
59. IPS e.max CAD CER/inLab LT A3 C14(S) Ref. 605330  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
60. Multilink Automix Transp. Ref. 615216  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
61. Kürette, Deppeler Zi 15 De  
Arnold Deppeler SA, CHE-1180, Rolle
62. Kausimulator Chewing Simulator CS-4  
SD – Mechatronic, D-83620 Feldkirch-Westerham
63. Universalpüfmaschine BZ010/TN2A  
Zwick/Roell, D-89079 Ulm
64. Zinnfolie 0,6 mm, Ref. 324-760-00  
Dentaurum GmbH & Co. KG, D-75228 Ispringen
65. testXpert II V3.2  
Zwick GmbH & Co., D-89079 Ulm
66. Schiebelehre Ref. 042-750-00  
Dentaurum GmbH & Co. KG, D-75228 Ispringen

67. IBM SPSS-Statistics Version 23.0.0.2  
IBM Corp., USA-10504 Armonk, New York

### VI.3 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Mario Wilhelm, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema

*In-vitro-Untersuchung der maximalen Belastbarkeit und des maximalen Biegemomentes von zweiteiligen Keramikabutments und Hybridkronen nach Alterung*

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe *Uniform Requirements for Manuscripts (URM)* des ICMJE – [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der unten stehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§ 156,161 StGB) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

## VI.4 Veröffentlichungen aus der Dissertation

### VI.4.1 Posterpräsentationen

1. *„In vitro evaluation of load capacity and bending moments of two-piece bonded ceramic/titanium abutments and hybrid-implant-crowns after aging”*

M. Wilhelm, K. Erdelt, F. Beuer, G. Sterzenbach

40. Jahrestagung der EPA und 65. Jahrestagung der DGPro, Halle/Saale (Deutschland); 15.-17. September 2016

2. *„In vitro evaluation of load capacity and bending moments of two-piece bonded ceramic/titanium abutments and hybrid-implant-crowns after aging”*

M. Wilhelm, K. Erdelt, F. Beuer, G. Sterzenbach

11. International Conference of the DGÄZ, Tegernsee (Deutschland);  
06. - 08. Oktober 2016

- **ausgezeichnet mit dem 1. Platz in der Kategorie Poster:  
„DGÄZ-Posterpreis 2016“**

3. *“Load capacity of two-piece all ceramic hybrid abutments”*

M. Wilhelm, K. Erdelt, F. Beuer, G. Sterzenbach

95. General Session of the IADR, San Francisco (USA); 22. - 25. März 2017

### VI.4.2 Vorträge

1. *„Biomechanik zweiteiliger vollkeramischer Hybridabutments und Hybridkronen“*

M. Wilhelm, K. Erdelt, F. Beuer, G. Sterzenbach

66. Jahrestagung der DGPro, Gießen (Deutschland); 19. - 20. Mai 2017

- **ausgezeichnet mit dem 1. Platz in der Kategorie Kurzvorträge:  
„Bester Kurzvortrag eines Nichthabilitierten“**



## **VI.5 Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## **VI.6 Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. Florian Beuer für die Annahme des Dissertationsthemas bedanken.

Meine ganz besondere Wertschätzung gilt meinem Kollegen Herrn PD Dr. Guido Sterzenbach für die kompetente Betreuung meiner Promotion. Unsere gemeinsamen Diskussionen, die vielen wissenschaftlichen Anregungen und Ratschläge haben mich motiviert und wesentlich zum Gelingen dieser Promotion beigetragen. Die Methodik seiner wissenschaftlichen Arbeit hat mich nachhaltig geprägt.

Dank gebührt des Weiteren dem Dentallabor Rübeling & Klar für die zahntechnische Unterstützung und Beratung. Hierbei sind insbesondere Frau Anne Friebe und Herr Sven Schober hervorzuheben, die mir mit zahlreichen Anregungen stets hilfreich zur Seite standen.

Ebenso möchte ich Herrn Dipl.-Ing. Dr. K. Erdelt (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität München) nicht unerwähnt lassen, dessen Engagement mir die Durchführung der Kausimulationen ermöglicht hat.

Meiner Frau Melanie danke ich an dieser Stelle besonders für die Geduld und die verständnisvolle, motivierende Unterstützung meiner Arbeit. Du hast mir immer den Rücken frei gehalten und mir mit Nachsicht die Zeit ermöglicht, die ich für diese Promotion benötigt habe. Dafür danke ich im Übrigen auch meinen Kindern Lilly, Lotti und Felix!

Meinen Eltern danke ich für ihr uneingeschränktes Vertrauen in mich. Sie haben mich in allen Lebensphasen unterstützt und somit auch diese Promotionsarbeit ermöglicht.