

**Aus der Medizinischen Fakultät Charité -
Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin
Charité Centrum 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin
und Funktionslehre**

Dissertation

**Einfluss verschiedener Stumpfbeweglichkeiten
auf die Bruchlast viergliedriger CAD/CAM-gefertigter
Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidvollkeramik (LAVA[®]-System)
mit künstlicher Alterung durch Thermocycling**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)
vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnarzt Axel Kunth
aus Berlin

Gutachter: 1. Professor Dr. med. dent. W.B. Freesmeyer
2. Privatdozent Dr. med. dent. M. Naumann
3. Professor Dr. med. dent. K. Böning

Datum der Promotion: 30.01.2009

Meinen Eltern, meiner Freundin Solveig und meinem Sohn Georg gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	07
2	Literaturübersicht	10
2.1	Historische Entwicklung dentaler Keramiken	10
2.2	Einteilung dentaler Keramiken	12
2.3	Allgemeine werkstoffkundliche Definition	16
2.4	Befestigungsarten	20
2.5	Alterungsverfahren	22
2.6	Biegetests, Bruchtests und DIN-Normen	22
2.7	Vergleich des LAVA [®] Systems mit einigen anderen CAD/CAM-Systemen	24
2.8	Definition und Entwicklung der dentalen Implantate allgemein	26
2.9	Besonderheiten bei der Versorgung mit Verbundbrücken	28
2.10	Festigkeit von konventionellen Metallkeramikrestorationen	31
3	Problemstellung	32
4	Material und Methoden	33
4.1	Hauptversuche	33
4.2	Prüfkörperherstellung	34
4.3	Herstellung der Brücken	39
4.4	Zementierung	40
4.5	Wasserlagerung	41
4.6	Alterung durch Thermocycling	41
4.7	Bruchlastmessung	42

5	Statistik	44
5.1	Deskriptive Statistik	44
5.2	Statistische Analyse	44
5.3	Darstellung der Ergebnisse	45
6	Ergebnisse	47
6.1	Bruchlastmessung	47
6.1.1	1. Serie	48
6.1.2	2. Serie	51
6.1.3	3. Serie	54
6.1.4	4. Serie	57
6.2	Zusammenfassung der Werte	60
6.3	Gegenüberstellung der Bruchlastwerte nach Thermocycling innerhalb der vier Untersuchungsgruppen	62
7	Diskussion	63
7.1	Diskussion der Methodik	63
7.1.1	Stumpfmateriale	63
7.1.2	Pfeilerbeweglichkeit	65
7.1.3	Zementierungsart	66
7.1.4	Wasserlagerung und Thermocycling	68
7.1.5	Bruchlastversuche / Der 3-Punkt-Biegeversuch	69
7.1.6	Versuchsdurchführung	70
7.2	Zusammenfassende Bewertung und Diskussion der Ergebnisse	70
7.3	Klinische Schlussfolgerung	72
8	Zusammenfassung	73
9	Summary	74
10	Literaturverzeichnis	75

11	Tabellen- und Abbildungsverzeichnis	101
12	Lebenslauf	104
13	Danksagung	106
14	Eidesstattliche Erklärung	107

1 Einleitung

Um den Verlust natürlicher Zähne sowohl funktionell als auch ästhetisch zu kompensieren, wurden im Laufe der Jahrhunderte bis hin zur modernen Zahnheilkunde immer neue Methoden entwickelt, um dieses Ziel zu erreichen.

So versuchte man im Altertum, fehlende Zähne durch Knochen, Tierzähne, Holz- und Metallstücke zu ersetzen. [94] In den letzten beiden Jahrhunderten erfolgte die Anfertigung von Zahnersatz bereits aus Edelmetallen und Nichtedelmetallen. Aus diesen verschiedenen Methoden etablierte sich dann die Versorgung mit Kronen und Brücken aus Verblendmetallkeramik als diejenige, die den wirtschaftlichen sowie ästhetischen Bedürfnissen des Patienten am ehesten gerecht wurde. [94]

Mit der Einführung moderner CAD/CAM-Fertigungsverfahren wurde es möglich, metallfreien Zahnersatz aus verbesserten Hartkernkeramiken zu fertigen. Dies stellte somit parallel zu den Metallkeramiken eine Behandlungsalternative dar. Neben ästhetischen und funktionellen Gesichtspunkten überzeugen die vollkeramischen Systeme insbesondere durch ihre positiven klinischen Eigenschaften. So weisen Vollkeramiken eine höhere Biokompatibilität und Ästhetik auf als Verblendmetallkeramiken. [185]

Anfang der 80-er Jahre des letzten Jahrhunderts wurden vollkeramische Systeme für die Versorgung von Frontzahndefekten mit Veneers, Inlays, Onlays, Einzelkronen und kleineren Brücken genutzt. Die Versorgung größerer Lücken im Molarenbereich mit Vollkeramik galt jedoch aufgrund der begrenzten Festigkeit der herkömmlichen Dentalkeramiken lange Zeit als problematisch. Durch die Weiterentwicklung der Keramikgrundstoffe, wie zum Beispiel durch das Hinzufügen von Yttriumoxid, wurde die Verwendung von Zirkonoxid und Aluminiumoxid als Gerüstwerkstoff für Brücken im kaukrafttragenden Seitenzahnggebiet erst möglich. Das Spektrum reicht mittlerweile von chairside gefertigten Inlays und Kronen bis hin zu computergefrästen Kronen und drei- bis viergliedrigen Brücken. [126; 127; 131; 118; 186]

Bei der Versorgung einer Lücke zum Ersatz von bis zu zwei fehlenden Zähnen stehen heute beide Arten der Versorgung zur Auswahl - die Verblendmetallkeramik und die Vollkeramik.

War ein festsitzender Zahnersatz aufgrund der Mundsituation, wie zum Beispiel fehlender Pfeilerzähne, kontraindiziert, gab es lange Zeit nur die Möglichkeit, den Patienten mit einem herausnehmbaren Zahnersatz und den damit verbundenen Einschränkungen zu versorgen. Mit der ebenfalls fortschreitenden Entwicklung in der Implantologie konnte eine kieferchirurgische Vermehrung der Pfeiler nunmehr durch Implantate erreicht und damit auch bei größeren Seitenzahndefekten und Freiendsituationen wieder eine festsitzende Versorgung ermöglicht werden. Es erfolgt also eine Versorgung mit einer so genannten Verbundbrücke, welche sich auf natürlichen Zähnen und Implantaten abstützt.

Natürliche Zähne und Implantate unterscheiden sich durch ihre Beweglichkeit im Knochen, daher ist es für die Gewährleistung eines dauerhaften Behandlungserfolges wichtig, diese Eigenschaften sowohl bei der Planung einer Verbundbrücke als auch bei deren Gestaltung zu beachten.

Durch den Faserapparat hat der natürliche Zahn eine Beweglichkeit in axialer und horizontaler Richtung, die durch die verschiedenen Grade der Vorschädigung Werte von mehreren Zehntelmillimetern erreichen kann. Sie ist abhängig von der Wurzelkonfiguration, der im Knochen befindlichen Anteile der Wurzeln, vom Zustand der desmodontalen Fasern sowie des umgebenden Alveolarknochens. Im Gegensatz dazu ist das Implantat mit dem Knochen verwachsen und weist eine relativ starre knöcherne Verankerung auf. [173]

Beachtet man diese Besonderheiten einer Verbundbrücke auf Implantaten und natürlichen Zähnen bei der Planung nicht, kann dies zu Komplikationen, wie Dezementierung der Konstruktion, Lockerung eventuell vorhandener Aufbauten, Überbelastung des Implantats, Bruch des Zahnes oder der gesamten Keramikrestauration, führen. [22; 123]

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es, die Auswirkungen der oben beschriebenen unterschiedlichen Beweglichkeit eines natürlichen Zahnes sowie eines Implantats auf die Bruchfestigkeit der prothetischen Vollkeramikrestauration in vitro zu untersuchen.

Dabei sollen vier verschiedene Ausgangssituationen berücksichtigt und im Anschluss miteinander verglichen und statistisch ausgewertet werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Historische Entwicklung dentaler Keramiken

Seit jeher wird versucht, verlorene Zähne durch die Benutzung verschiedener Materialien zu ersetzen.

Die ersten frühzeitlichen festsitzenden Kronenarten waren Porzellanvollkörper mit Stiftverankerung aus Holz, später aus Kautschuk, dann aus Metall. Die Nachteile dieser Kronen waren primär die insuffiziente Wurzelbehandlung und Stiftverankerung.

FONZI entwickelte 1808 Porzellanzähne mit palatinalen Platinhäkchen zur Verankerung, welche schon in 20 verschiedenen Farben erhältlich waren. 1836 erfolgte eine Verbesserung der Stiftverankerung durch PETERSON und CLARK. [nach 90]

Im Jahr 1880 wurden die Richmondkrone, eine Ringstiftkrone mit Wurzelring gegen Wurzelsprengung, und die Logankrone erfunden. Letztere ist eine Porzellan-hülsekrone, welche mit Silberine (eine wismuthaltige Zinnlegierung) gefüllt wurde und dadurch die Verankerung des Wurzelstiftes mit der Krone gewährleistete. Die Erfindung des Zementes erfolgte 1890 durch GUILLEMEON. Gleichzeitig entstand die Hülsekrone. Dies wird als Beginn der eigentlichen Kronenprothetik bezeichnet.

Von da an vollzogen sich die Fortschritte bei festsitzendem Zahnersatz relativ schnell:

- Anfang des 20. Jahrhunderts entwickelt PREISWERK die Ringdeckelkrone.
- 1907 - erster Hohl-guss von TAGGERT in New-York, Expansions- und Kon-traktionswerte waren noch nicht bekannt.
- 1916 - Land erfindet die Jacketkrone.
- 1932 - Schalenkeramik nach SCHRÖDER
- 1934 - Versuche der Aufbrennkeramik durch HILDEBRAND
- 1949 - Gatzga-Brennen im Vakuumverfahren
- 1962 - Die Firmen Vita Zahnfabrik und DEGUSSA bieten das erste in Europa entwickelte metallkeramische System an.

(VMK[®]-Technik = Vita-Metall-Keramik) [90; 123]

In den 50-er und 60-er Jahren begann der eigentliche Durchbruch der Verblendmetallkeramik. 1952 meldete WEINSTEIN sein Patent für Aufbrennkeramik in den USA an. Er erhöhte den Kaliumgehalt der Verblendkeramik; dies führte dazu, dass der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Keramik eine geringere Differenz zum Metall aufwies und diese nicht mehr so schnell abplatzte. [105; 90]

Parallel wurde jedoch immer versucht, die Vollkeramiken weiter zu verbessern. In den 80-er Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden erste gießbare Keramiken, wie das Dicor®-System der Firma DeTrey, entwickelt.

Es folgte die mit zwei- und dreidimensionalen Phasen aus Glas und Aluminiumoxid infiltrierte Keramik In-Ceram® der Firma Vita.

1980 entwickelten MÖRMANN und BRANDESTINI das Chairside-System, aus dem später das Cerec®-System der Firma Siemens/Sirona entstand. Hiermit gab es nun die Möglichkeit, chairside Inlays und Kronen zu fertigen. Diese so genannten CAD/CAM-Systeme wurden in der Zwischenzeit von verschiedenen Firmen entwickelt und auf den Markt gebracht.

Ende 2002 wurde schließlich mit dem Lava®-System der Firma 3M ESPE eine Möglichkeit geschaffen, so genannte Keramikgrünlinge zu bearbeiten und diese dann zu hochfesten Vollkeramikbrücken zu sintern. [1]

2.2 Einteilung dentaler Keramiken

In der Zahnmedizin und der Werkstoffkunde werden zwei Arten von Keramiken unterschieden (Tab. 01):

Nichtoxidkeramiken (auch Silikatkeramiken oder Glaskeramiken genannt) und Oxidkeramiken (mit einfachen Oxiden, wie Al_2O_3 , ZrO_2 und TiO_2 sowie komplexe Oxide, wie Spinelle).

Tab. 01: Einteilung der Keramikarten [118]

Oxidkeramische Werkstoffe	Nichtoxidkeramische Werkstoffe
Aluminiumoxid	Siliziumkarbid
Mg-Al-Spinell	Siliziumnitrid
Zirkoniumoxid	Aluminiumnitrid
Dichtgesintertes Zirkoniumoxid	Borcarbid

Nichtoxidkeramiken entstehen durch die Verwendung von Bor, Kohlenstoff, Stickstoff und Silizium. Sie zeichnen sich durch eine große Anzahl von kovalenten Bindungen aus und haben dadurch eine hohe Festigkeit, ein hohes Elastizitäts-Modul und eine große Härte.

Silikatkeramik ist die älteste verwendete Nichtoxidkeramikart. Sie enthält die Silikatträger Tonerde, Kaolin, Feldspat und Speckstein und die in hohen Anteilen vorhandene Glasphase, deren wesentlicher Bestandteil Siliziumoxid ist. Aufgrund der leichten Verfügbarkeit der natürlichen Rohstoffe ist die Silikatkeramik kostengünstig und macht dadurch einen großen Teil der Dentalkeramiken aus.

Oxidkeramik besteht zu 90 % aus einphasigen und einkomponentigen Metalloxiden, wobei eine Glasphase fehlt. Durch die hohen Sintertemperaturen entstehen gleichmäßige Mikrogefüge und damit sehr bruchzähe, verschleißarme, temperatur- und korrosionsbeständige Werkstoffe. [118]

Keramiken bestehen aus Metalloxiden in ihrer höchsten abgesättigten Form, eine weitere Oxidationsstufe ist nicht möglich. Dadurch erklärt sich unter anderem die hohe

Biokompatibilität des Materials. Eine oberflächliche Korrosion durch alkalische OH-Ionen ist möglich, findet jedoch im sauren Mundhöhlenmilieu nicht statt. [195; 196]

Zirkumdioxidkeramik (ZrO_2)

KLAPROTH (1743 bis 1817) isolierte das Metall Zirkon in seiner Berliner Zeit bei der Untersuchung von Mineralien und fügte es als 40. Element dem Periodensystem zu. [139; 90] In der Natur findet man Zirkon hauptsächlich als Verbindung mit Siliziumdioxid, so genanntem Zirkonium in vulkanischen Gesteinen.

Zirkoniumdioxid gehört zur Gruppe der Oxidkeramiken und zeichnet sich durch seine hohe Dichte, feine Korngröße, Porenfreiheit, Reinheit und den geringen Glasanteil aus.

Es lassen sich röntgenologisch entsprechend der Temperatur drei kristalline Formen ermitteln: die monokline, die kubische und die tetragonale Phase. Letztere wird aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften in der Zahnmedizin verwendet.

Die einzelnen Phasen liegen bei verschiedenen Temperaturen vor:

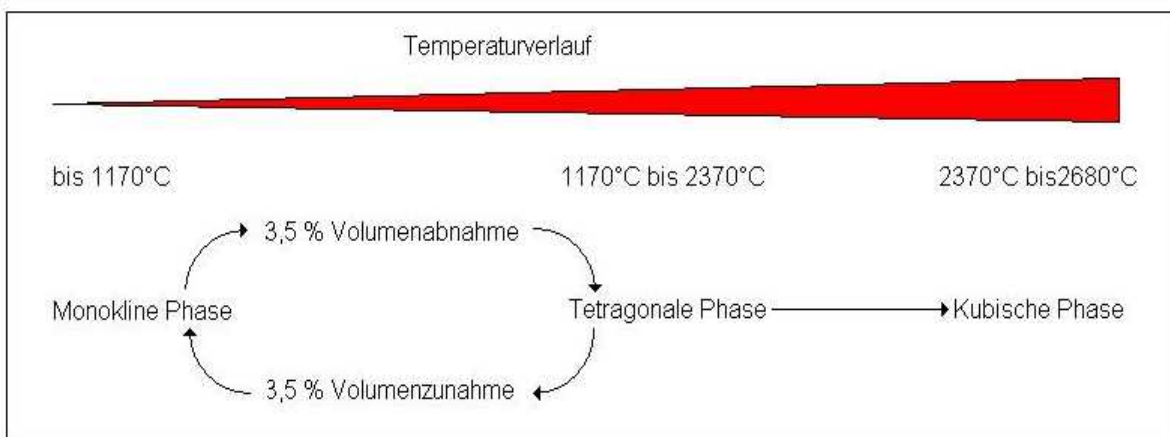


Abb. 01: Umwandlung der kristallinen Phasen

Die oben abgebildete Volumenänderung beim Übergang von der tetragonalen in die monokline Phase während des Abkühlens stellte die Techniker lange Zeit vor große Probleme, da sich hohe innere Spannungen bildeten und nach dem Sintern spontane Rissbildung auftrat. Dadurch war die Herstellung größerer Werkstücke aus reinem Zirkoniumdioxid nicht möglich. Erst die Idee von GARVIE et al., stabilisierende Oxide

(MgO, CaO oder Y_2O_2) zuzugeben, führte zu einer stabilen tetragonalen Phase während des Abkühlens. Je nach Höhe des Stabilisierungsgrades unterscheidet man zwischen teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (PSZ = partially stabilized ZrO_2) und vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid (TSZ = totally stabilized ZrO_2). [95; 92; 61]

Das heute verwendete Zirkondioxid wird generell gehipt (hot-isostatic-pressure). Nur durch dieses aufwendige Verfahren unter Beachtung aller Verfahrensschritte erhält man ein hochfestes Zirkonoxidmaterial, das die Anforderungen für Zahnersatz erfüllt.

Erst vor wenigen Jahrzehnten gelang es Technikern, dieses Material mit seinen guten Eigenschaften noch zu verbessern. Vor allem die Festigkeitssteigerung durch Zulegieren von Bestandteilen (Yttriumoxid), wie oben beschrieben, war ein großer Fortschritt. Das Risswachstum konnte deutlich reduziert werden, da die Umwandlung von tetragonaler zu monokliner Kristallphase die Energie verbraucht, die für ein Risswachstum nötig wäre. Durch das Hipen (dt. heiß-isostatisches-pressen) konnte ein sehr dichtes Gefüge erreicht werden. Beide Bedingungen sollten erfüllt werden, um große, weitspannige Brücken anfertigen zu können. Dieses so veränderte Zirkonoxid weist mehrere Eigenschaften auf, die es zu einem wichtigen Werkstoff für die Dentaltechnik macht. Die Biegefestigkeit beträgt mehr als 900 Mega-Pascal (Abb. 02).

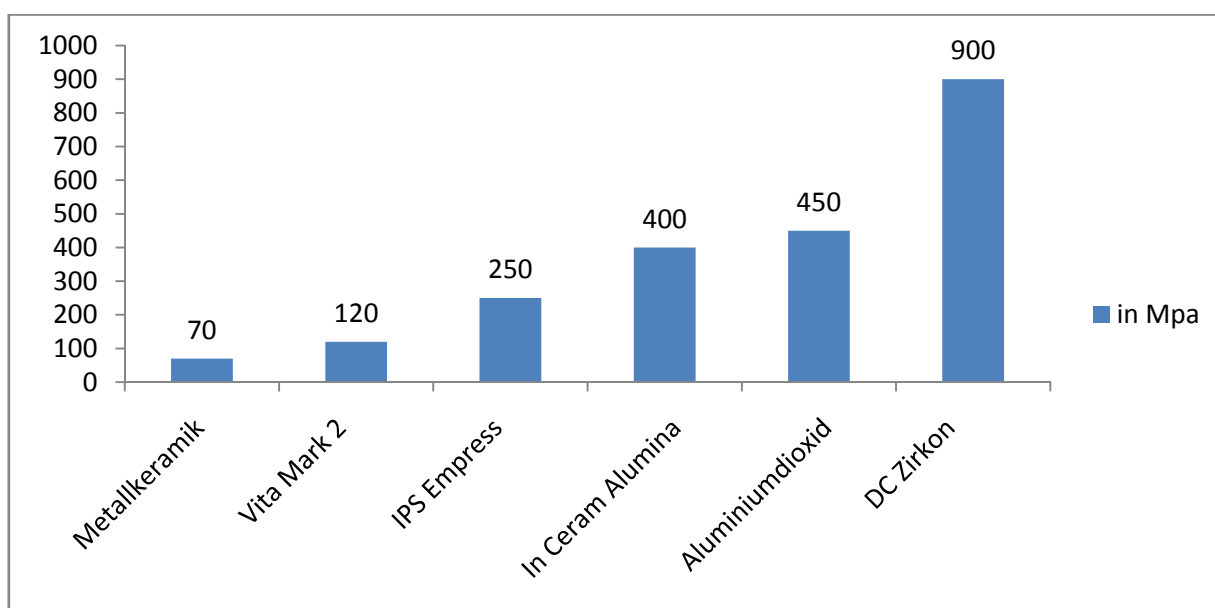


Abb. 02: Biegefestigkeit einiger Keramiken [nach 121]

Die Bruchlast an dreigliedrigen Brücken liegt bei circa 2.200 Newton (Abb. 03). Zusätzlich ergibt ihr hohes Risswiderstandsvermögen die Indikation für den Einsatz bei Seitenzahnbrücken.

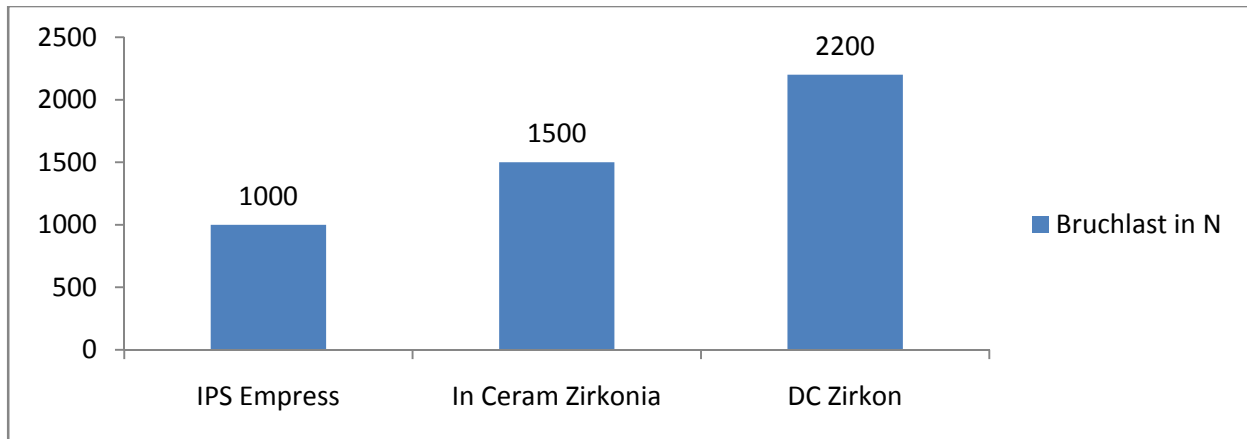


Abb. 03: Bruchlasten einiger Keramiken [nach 121]

Der K_{IC} -Wert beträgt mehr als 7. Zudem sind die leichte Transluzenz, verbunden mit der weißen bis gelblichen Farbe, die gute Biokompatibilität, hohe Säurebeständigkeit (außer gegen Flusssäure) und die hohe Verfügbarkeit in der Natur (Zirkon steht an 17. Stelle der häufigsten Elemente der Erde) entscheidend.

Neben den bisher genannten positiven Eigenschaften gibt es auch Nachteile. Zirkonoxid ist mechanisch schwer zu bearbeiten und hat ein hohes Gewicht (Dichte: $6,5 \text{ g/cm}^3$, ist aber trotz allem noch leicht im Vergleich zu Gold mit einer Dichte von $19,3 \text{ g/cm}^3$).

Für die Herstellung von Zirkonoxid (ZrO_2) verwendet man heute Zirkonsande aus China, Südafrika oder Australien. Diese Zirkonsande werden gelöst und in mehreren Schritten chemisch gereinigt, bis ein hochreines Ausgangsprodukt entsteht. Dieses Material wird mit Yttriumoxid (Y_2O_3) legiert, anschließend wärmebehandelt (kalziniert) und gemahlen. Der so vorbereitete Rohstoff weist eine hohe Reinheit auf und ist nahezu frei von Verunreinigungen. [121]

2.3 Allgemeine werkstoffkundliche Definitionen

Kaukraft

Soll eine Keramik den im Mund auftretenden Kräften standhalten, ist es notwendig, die Kaukraft genau zu bestimmen.

In der Literatur finden sich verschiedene Angaben:

- SCHWICKERATH und COCA ermittelten in ihrer Studie Werte von 400 N für Einzelkronen. [172]
- Durch KÖRBER und LUDWIG wurden im Seitenzahnggebiet Kaukräfte von maximal 300 N gemessen. [98]
- KELLY ermittelte für Patienten mit Bruxismus Werte von maximal 800 N. [82]

Es ergeben sich demnach ein Mittelwert von 550 N und ein Maximum von 800 N. Darüber hinaus empfahl TINSCHERT et al., den ermittelten Durchschnittswert der maximalen Kaukraft um 200 N zu erhöhen, da sich durch eine Wechsellast die Anfangsfestigkeit der Keramik um 50 % verringert. [186] Ein Vollkeramikwerkstoff zur Herstellung eines Brückengerüsts sollte demnach mindestens der Belastung von 1000 N standhalten. [172 ; 98; 118]

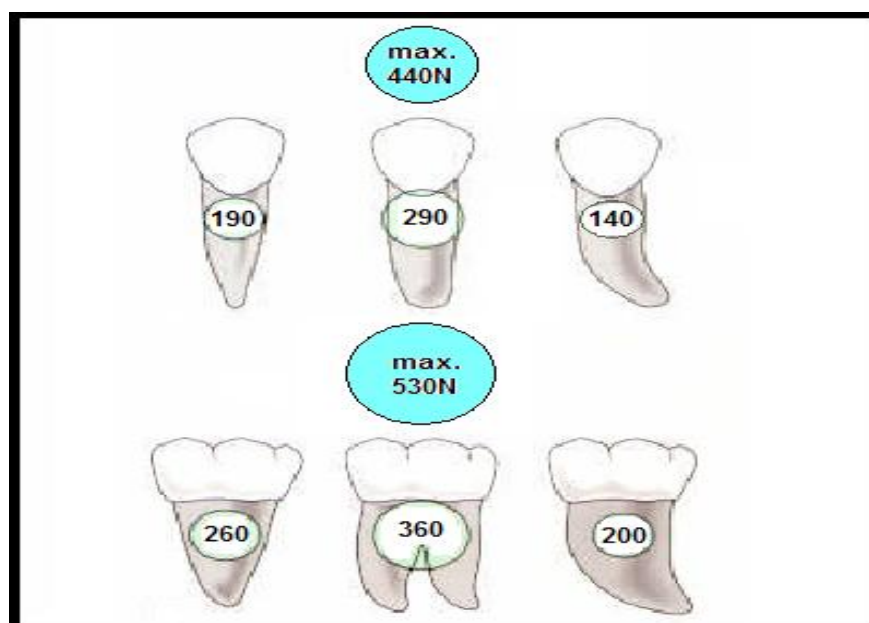


Abb. 04: Mittlere und maximale Kaukräfte in Abhängigkeit von der Wurzelform [nach 70]

Wärmeausdehnungskoeffizient

Der Ausdehnungskoeffizient oder Wärmeausdehnungskoeffizient ist ein Kennwert, der das Verhalten eines Materials bezüglich Veränderungen seiner Abmessungen bei Temperaturveränderungen beschreibt. Der hierfür verantwortliche Effekt ist die Wärmeausdehnung. Der Wärmeausdehnungskoeffizient beschreibt den Grad der Ausdehnung bei einer Temperaturänderung um ein Kelvin. Es wird zwischen dem thermischen Längenausdehnungskoeffizienten α (auch linearer Wärmeausdehnungskoeffizient oder Wärmedehnung) und dem thermischen Raumausdehnungskoeffizienten γ (auch räumlicher Ausdehnungskoeffizient oder Volumenausdehnungskoeffizient oder kubischer Ausdehnungskoeffizient) unterschieden (Abb. 05).

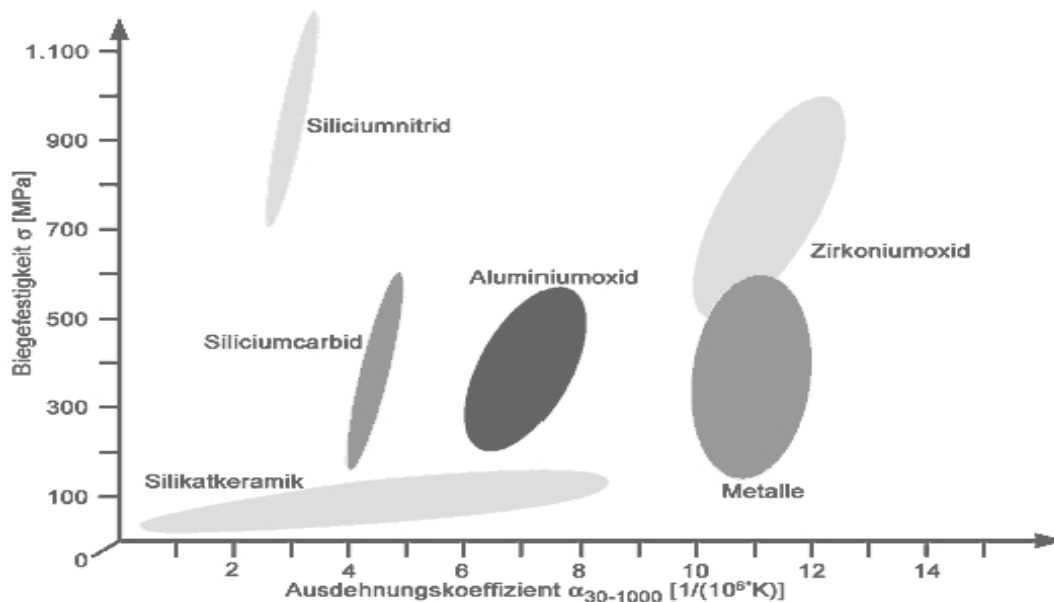


Abb. 05: Biegefestigkeit und Wärmeausdehnungskoeffizient einiger Keramiken [121]

Biegefestigkeit

Unter der Biegefestigkeit versteht man die kritische Biegezugspannung, bei der eine Fraktur durch Rissbildung eingeleitet wird. Sie ist die Grenze der elastischen Belastbarkeit einer Dentalkeramik bzw. die ertragbare mechanische Spannung. Sie wird als der Widerstand (Grenzwert) gegen Kräfte gemessen, die rechtwinklig zur Längsachse eines Körpers (Balken, Platte) wirken und diesen bis zur Fraktur

beanspruchen. Beim Durchbiegen herrscht auf der dem Druck abgewandten Seite Zugspannung.

Von allen Keramiken weist Zirkoniumdioxid die höchste Biegefestigkeit bei gleichzeitig höchster Risszähigkeit auf. Die Biegefestigkeit von Zirkoniumdioxid entspricht den Werten von Kobalt-Chrom-Dentallegierungen. Beim statischen Belastungstest einer dreigliedrigen Brücke mit einem Zirkoniumdioxidgerüst können höhere Festigkeitswerte erzielt werden als mit Typ-IV-Edelmetalllegierungen. Die entsprechenden Werte der Zirkoniumdioxidkeramik in Form von dreigliedrigen Brücken erreichten über 1000 MPa (Abb. 05). [78]

Elastizitätsmodul

Das Elastizitätsmodul kennzeichnet den Widerstand, den ein Werkstoff seiner elastischen Verformung entgegenbringt. [78]

Riss- oder Bruchzähigkeit

Die Riss- oder Bruchzähigkeit beschreibt den Widerstand, den ein Werkstoff an einer Risspitze aufbringen kann, um ein weiteres Fortschreiten des Risses zu verhindern. [118] Der Grenzwert gegen Sprödbruch wird als kritische Bruchzähigkeit K_{IC} (Einheit $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) angegeben und ist eine geeignete Größe, um Keramiken nach ihren Festigkeitseigenschaften zu klassifizieren. Eine Einteilung in drei Festigkeitsklassen anhand der Bruchzähigkeit von BIENIEK wurde durch KAPPERT und KRAH aktualisiert und in der Tabelle (Tab. 02) dargestellt. [78]

Tab. 02: Angabe der Bruchzähigkeit ausgewählter Keramiken [nach 78]

Keramik	Bruchzähigkeit in $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
Dentalkeramik mit gut verteilten Leuzitkristallen	1 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
Oxid-verstärkte Keramiken	3 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ bis 6 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
Zirkonoxidkeramiken	10 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$

Unter Bruchfestigkeit oder Bruchgrenze versteht man jene Grenze bei Druck-, Zug-, Biege- oder Torsionsbelastung, bis zu der ein Werkstoff belastet werden kann, ohne zu brechen (Abb. 06). Die Bruchlast ist die Kraft, die zum Zeitpunkt des Bruchs aufgewendet wird. [73]

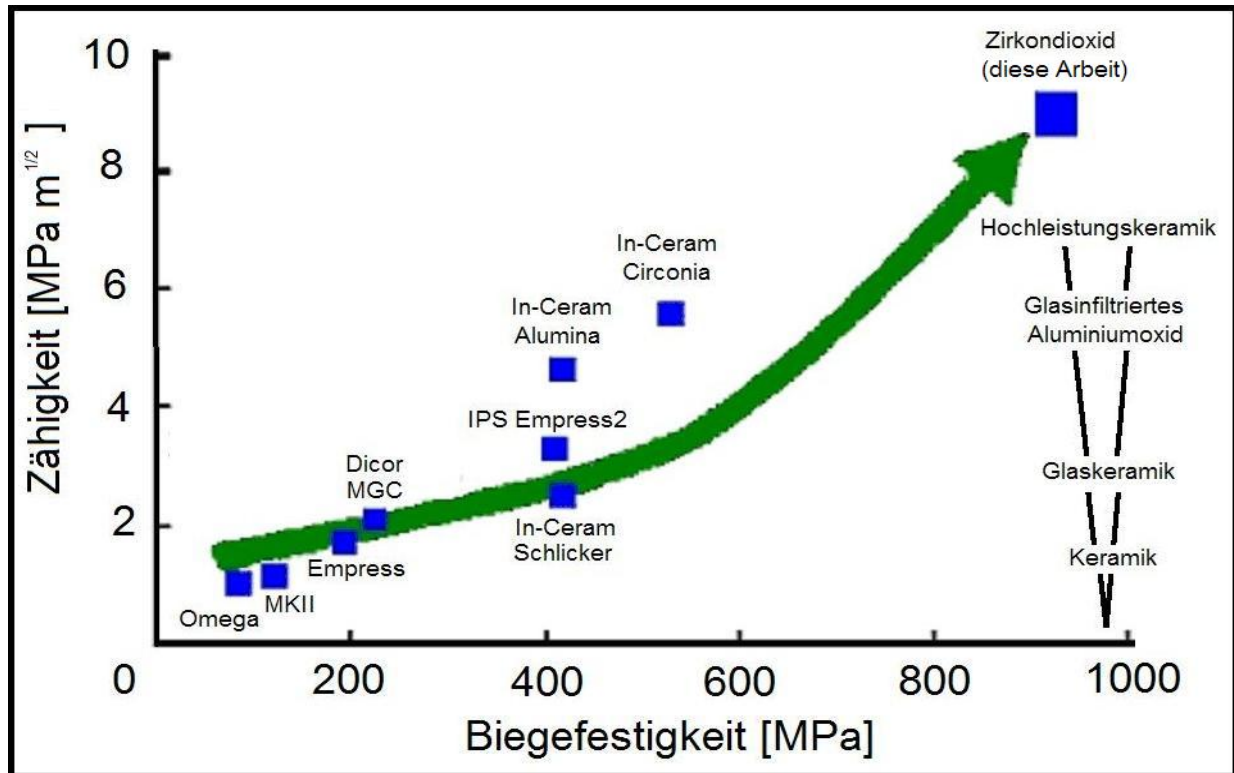


Abb. 06: Biegefestigkeit und Zähigkeit und einiger Keramiken [121]

Rissbildung

Keramiken haben die Eigenschaft, bei Raumtemperatur eine abnehmende Zeitstandsfestigkeit bei zunehmender Belastung zu zeigen. An interkristallinen Gefügefehlern entsteht durch Spannung ein sich langsam vergrößernder Riss, der, wenn der kritische Punkt überschritten ist, zu einem plötzlichen Versagen der Konstruktion führt. Im Gegensatz zu Metall, bei dem vor dem Bruch noch ein spannungsreduzierendes Fließen erfolgt, kollabiert Keramik plötzlich. Druckspannungen wirken sich hierbei eher risshemmend aus, während Scher- und Zugspannungen durch ihre Wirkung auf die Rissflanken diese öffnen und vergrößern. [62; 172; 98 ; 118; 84; 17; 18]

Biokompatibilität

Unter Biokompatibilität versteht man die Verträglichkeit und Beständigkeit eines in den Körper eingebrachten Stoffes, ohne Reaktionen des Körpers auszulösen.

Dies erfüllen die Keramiken weitgehend, wobei im marginalen Randbereich der Zement- bzw. Klebefuge dies nicht uneingeschränkt gilt. Generell besteht eine geringere Plaqueakkumulation bei Vollkeramik gegenüber der Metallkeramik. [2]

2.4 Befestigungsarten

Es gibt für Vollkeramikrestauration zwei Arten der definitiven Befestigung: die konventionelle Zementierung mit Zink-Phosphat-Zement (Harvard Dental International GmbH ® Berlin) oder mit Glasionomerezement (Ketac Cem®) (Tab. 03 und 04).

Alternativ dazu bietet sich die Möglichkeit an, vollkeramischen Zahnersatz adhäsiv mit Kompositen zu befestigen. [10] Dazu ist es allerdings erforderlich, die Oberflächen des Ersatzes und des Zahnes durch ein aufwendiges Verfahren vorzubehandeln.

Oxidkeramiken, wie Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid, sind wegen der fehlenden Glasphase nicht anätzbar. Deswegen erfolgt eine Vergrößerung der Haftoberfläche der Keramik durch Abstrahlen mit Korundpartikeln bei 2,5 Bar Druck und einer Korngröße von 50 -110 µm. Weiterhin sollte nach erfolgter Einprobe eine Reinigung der Keramikoberfläche mit Phosphorsäure erfolgen. Die so vorbehandelte Restauration kann danach mit einem selbstadhäsiven Phosphatmonomer, einem Befestigungskomposit (Espe Rely X Unicem) eingeklebt werden. [10]

Tab. 03: Zementierungsempfehlungen zum definitiven Befestigen vollkeramischer Restaurationen [10; 86]

Konventionelle Befestigung (mit Zement) bei Kronen und Brücken	Adhäsive Befestigung (Befestigungskomposites) bei Inlays, Teilkronen, Kronen und Veneers
<ul style="list-style-type: none"> - Empress 2 Lithiumdisilikat - In-Ceram Alumina - In-Ceram Spinell - In-Ceram Zirconia - Cercon Smart - DCS Zirkonoxid TZP-A - Everest Zirkonoxid ZS, ZH - Lava Zirkonoxid - Procera AllCeram, Zirconia - VITA YZ Cubes for Cerec 	<ul style="list-style-type: none"> - Sinterkeramiken - Empress 1 und weitere Presskeramiken - Celay Feldspatkeramik - Cerec Mark II, ProCAD - Cerapress - Cergogold - Finesse - Lava Zirkonoxid - Procera AllCeram, Zirconia - VITA YZ Cubes for Cerec

Tab. 04: Zementierungsempfehlungen zum definitiven Befestigen vollkeramischer Restaurationen [86]

Keramik	Silikat	Lithiumdisilikat	Oxidkeramik glasinfiltriert	Oxidkeramik polykristallin
Markenname	<ul style="list-style-type: none"> - Vitablocs - Empress - CEREC Blocs 	<ul style="list-style-type: none"> - e.max press / CAD 	<ul style="list-style-type: none"> - In-Ceram Spinell - Alumina - Zirconia 	<ul style="list-style-type: none"> - In-Ceram YZ - Procera - ZirCAD - LAVA - In-Ceram AL - Sirona - InCoris AL/ZI
Indikation	Inlay, Onlay Veneers	<ul style="list-style-type: none"> - Kronen - kleine Brücken 	<ul style="list-style-type: none"> - Kronen - 3-gliedr.Brücken 	<ul style="list-style-type: none"> - Kronen - Brücken
Einsetzmaterial	<ul style="list-style-type: none"> - Adhäsive Composite (licht-/dualhärtend) - Selbstadhäsive Composite (licht-/dualhärtend) (ohne Veneer) 	<ul style="list-style-type: none"> - Glasionomer - Adhäsive Composite - Selbstadhäsive Composite 	<ul style="list-style-type: none"> - Glasionomer - Adhäsive Composite (selbsthärtend) 	<ul style="list-style-type: none"> - Glasionomer - Adhäsive Composite (selbsthärtend) - Selbstadhäsive Composite (selbsthärtend)
Markenname	<ul style="list-style-type: none"> - Variolink - Silan Bonder - RelyX - Unicem 	<ul style="list-style-type: none"> - Ketac Cem - Multilink - Panavia - RelyX - Unicem 	<ul style="list-style-type: none"> - Ketac Cem - Multilink - Panavia - RelyX - Unicem 	<ul style="list-style-type: none"> - Ketac Cem - Multilink - Panavia - RelyX - Unicem

Zemente, wie Glasionomer- und Zinkoxidphosphatzement, sind den Kompositen in deren physikalischen Eigenschaften unterlegen.[69] Durch die mikroretentive Verankerung und chemische Bindung (Silanhaftvermittler) des Komposits an den konditionierten Schmelz- und Keramikoberflächen werden belastungsinduzierte interne Scherspannungen der Restauration durch Mitbeanspruchung des Befestigungskomposits und der Restzahnschubstanz reduziert und teilweise in keramikgerechte Druckspannungen umgewandelt. [191] Die Stabilität des adhäsiv restaurierten Zahnes (Zahn-Komposit-Keramik-Verbund) ist größer als die der einzelnen Verbundkomponenten; werkstoffmechanische Schwächen der Keramik, insbesondere die ungenügende primäre Biegefestigkeit und die geringe Risszähigkeit, können dadurch weitgehend kompensiert werden. [67]

Abschließend kann gefolgert werden, dass bei adhäsiver Befestigung die Präparationsformen und die daraus resultierenden Keramikschichtstärken einen wesentlich geringeren Einfluss auf die Frakturresistenz des restaurierten Zahnes haben. [10]

2.5 Alterungsverfahren

Um die Mundsituation in einer In-vitro-Studie realistisch nachzuempfinden, sollten zu untersuchende Brückengerüste einer künstlichen Alterung durch Thermocycling unterzogen werden.

In der Literatur finden sich verschiedene Zykluszahlen und –längen sowie verschiedene Temperaturen der Wechselbäder. Am häufigsten finden sich Wassertemperaturen von +5°C und +55°C und 20000 Wechselzyklen. [79; 172]

2.6 Biegetests, Bruchtests und DIN Normen

In der deutschen Industrienorm (DIN) 13925 und in der ISO-Norm 6872 sind Mindestanforderungen zusammengefasst, die für dentalkeramische Massen gelten sollten. [47]

Keramiken weisen eine geringe Zug-, aber eine hohe Druckfestigkeit auf. Um diese zu vergleichen, bedient man sich verschiedener Biegetests. Die axiale Belastung einer Probe führt dabei zu einer Druckspannung auf der einen und einer Zugspannung auf der anderen Seite.

Bei den Biegetests haben sich der uniaxiale 3-Punkt-Biegetest und die biaxiale Biegeprüfung (z.B. 4-Punkt-Biegetest) als Standards herauskristallisiert (Abb. 07).

Ein Vergleich der Werte der verschiedenen Tests untereinander ist nicht sinnvoll, da der 4-Punkt-Biegetest niedrigere Festigkeitswerte ergibt als der 3-Punkt-Biegetest. [63] Dies ist begründet in der größeren auf Zugspannung stehenden Oberfläche beim 4-Punkt-Biegetest und der dadurch höheren Wahrscheinlichkeit von Fehlstellen.

Insgesamt ergibt der uniaxiale 3-Punkt-Biegetest verlässlichere Werte und ist weniger fehleranfällig. [78]

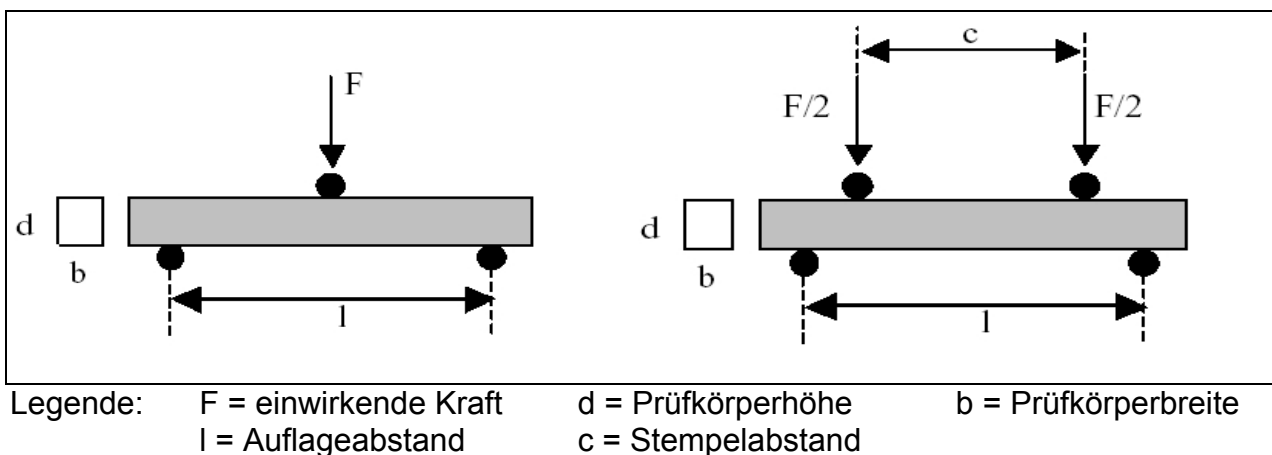


Abb. 07: Schemata der 3- und 4-Punkt-Biegeversuche

Die Werte der Biegetests errechnen sich nach folgenden Formeln:

$$\text{3-Punkt-Biegetest} \quad M = 3W l / 2 b d^2$$

$$\text{4-Punkt-Biegetest} \quad M = 3W (l-c) / 2 b d^2$$

(M = maximale Biegefestigkeit in Megapascal, W = Gesamtbruchlast in Newton) [63]

2.7 Vergleich des LAVA[®] Systems mit einigen anderen CAD/CAM Systemen

Die Firma 3M-Espe[®] brachte 2002 das LAVA[®]-System auf den Markt. Lava[®] ist ein CAD/CAM-System zur Herstellung von vollkeramischen Kronen und Brücken aus Zirkonoxid.

Materialien und Anwendung

Lava[®] Frame ist ein Zirkonoxid-Keramikmaterial, das sich durch seine hohe Stabilität und Biokompatibilität auszeichnet. Es bietet hohe Festigkeit, eine ästhetische Erscheinung (7 Farblösungen) und eine hohe Passgenauigkeit. Bei Lava[®] ist keine aufwändige Adhäsivbefestigung notwendig. Lava[®]-Kronen und Brücken lassen sich einfach mit Glasionomierzement, wie beispielsweise Ketac Cem[®], eingliedern. Überschüsse sind leicht zu entfernen. Eine adhäsive Befestigung, z.B. nach einer Silikatisierung mit Rocatec[®], ist möglich, aber nicht erforderlich.

Einsatzmöglichkeiten

Mit dem LAVA[®]-System kann Zirkonoxid (als Grünling) in ca. 35-75 min zu Kronen und Brücken bis zu 40 mm Spanne bearbeitet werden, welche schon als Grünling eingefärbt werden können und nach dem Dichtsintern konventionell verblendet werden.

Die nachfolgenden Tabellen (Tab. 05 und 06) geben einen Überblick über die zurzeit am Markt befindlichen Systeme, die bearbeitbaren Materialien und die Art der Datenerfassung.

Tab. 05: Auswahl wichtiger dentaler CAD/CAM-Systeme [124]

System / Hersteller	Zirkon-oxid	Aluminium-oxid	Lithium-Di-Silikat	Feldspat	Komposit	Metall
inLab / Sirona	√	√	√	√	√	NE Infinident Fertigung*
nLab MC XL / Sirona	√	√	√	√	√	NE Infinident Fertigung*
Everest / Kavo	√	○	√	√	○	Titan
Cercon / Degudent	√	○	○	○	○	○
Zeno / Wieland	√	○	○	○	○	Titan
Lava / 3M-Espe	√	○	○	○	○	○

* Zentrale Fertigung im Werk, Datenübertragung per Internet

Tab. 06: Vergleich des LAVA® Systems mit anderen CAD/CAM-Systemen [33]

Firma	Markt-start	Fräs-achsen	Art der Daten-erfassung	Verarbeitetes Material			
				Keramik	Titan	EM	Kunststoff
Sirona®	2001	6	mo	ja	nein	nein	nein
Girrbach®	1999	4	mo	ja	ja	ja	nein
Degussa®	2001	3	mw	ja	nein	nein	nein
Vita®	1991	8	mw	ja	nein	nein	nein
DCS®	1999	3/5	mo	ja	ja	ja	ja
Bego®	2002	--	mw	ja	ja	ja	ja
KaVo®	2002	5	mw	ja	ja	ja	ja
WDT®	1999	4	--	ja	nein	nein	nein
etkon®	2001	3	m	ja	ja	ja	ja
Nobel Biocare®	1995	--	mo	ja	ja	nein	nein
3M ESPE®	2002	3,5	mo	ja	nein	nein	nein

Legende: m = Modell nach Abformung, o = optisch, w = Wachsmodellation

2.8 Definition und Entwicklung der dentalen Implantate allgemein

Definition

Unter enossalen Implantaten versteht man in der Zahnmedizin alloplastische Materialien, die direkt im Knochen verankert zur Befestigung von Zahnersatz dienen.

Als erste Version des heutigen enossalen Implantats kann man die korbähnlichen Platin-Iridium-Implantate nach GREENFIELD (1913) bezeichnen. Im Jahre 1920 entwickelte ERICKE die „Schröderschen Elfenbeinschrauben“ weiter, die jahrelang erfolgreich inseriert wurden. Ab Mitte des vorigen Jahrhunderts begann man, subperiostale Implantate zu inkorporieren und den Knochen somit „unberührt“ zu lassen. [123]

1939 verwendeten die Gebrüder STROCK an der Harvard Universität das erste Mal eine Vitallium-Schraube und damit ein inertes Metall als Implantatmaterial.

FORMIGGINI (1958) verwendete die Idee von STROCK, indem er die nach ihm selbst benannte Schraube entwickelte. Nach WEIBRICH et al. (2001) empfahl SCIALOM (1962) die Nadelimplantate, die als Zweibein, als Dreibein oder in einer Reihe in Form von Nadelstraßen angewandt wurden. [123]

TRAMONTE (1966) entwickelte die Schraubenimplantate weiter. LINKOW (1968) und HEINRICH (1971) erfanden die Extensionsimplantate. Zum ersten Mal wurde dabei Titan als Werkstoff verwendet. [123]

Nach SCHRÖDER (1994) führte LINKOW (1968) mit seinen enossalen Blattimplantaten aus Titan eine Form vor, die sich an der Form einer Zahnwurzel orientierte. Durch Extension wiesen diese eine große Kontaktfläche zum Knochen auf. Bei entzündlichen Komplikationen wiesen diese jedoch große Nachteile auf, da sich die größere Anlagerungsfläche begünstigend für die Entzündung auswirkte. Diese Implantate werden heute noch in der 5. Generation (Modifikation) in aller Welt inseriert.

Parallel zu dieser Entwicklung verlief die wissenschaftliche Erfassung der Mechanismen der Einheilung der Implantate. [123]

1974 wurde das Intramobile Zylinderimplantat von KIRSCH und ACKERMANN unter der Kurzbeschreibung IMZ für die klinische Anwendung freigegeben. SCHRÖDER (1994) berichtet, dass man mit dem Intramobilen Zylinderimplantat (IMZ) versuchte, durch ein elastisches Ausgleichselement aus Kunststoff die parodontale Beweglichkeit natürlicher Zähne zu simulieren. Das Intramobile Element sollte als eine Art Stoßdämpfer und Lastverteiler dienen. Außerdem versah man dieses Implantat in Form eines Zylinders mit einer Titanplasmabeschichtung zur Oberflächenvergrößerung. Negativ wirkte sich hierbei jedoch aus, dass das elastische Ausgleichselement in regelmäßigen Abständen ausgetauscht werden musste. Bei der prothetischen Versorgung auf IMZ-Implantaten war folglich eine abnehmbare Suprakonstruktion nötig. In der Frühphase diente das IMZ-System der Versorgung des zahnlosen Unterkiefers.

Sehr bekannt und seit über 25 Jahren angewendet wird das Brånemark-System. Aus experimenteller Grundlagenforschung in den 50-er und 60-er Jahren des 20. Jahrhunderts zu Gewebereparationsmechanismen erkannte der Anatom Brånemark die hohe Akzeptanz von Titan im Körpergewebe des Menschen. Bis heute ist das von ihm auf der Grundlage dieser Forschung entwickelte und nach ihm benannte Implantatsystem mit einer Schraube aus Reintitan nur gering modifiziert worden. Zudem schlägt Brånemark eine neue Definition für Osseointegration vor: „Osseointegration ist als direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen organisiertem lebenden Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantats definiert“. [123]

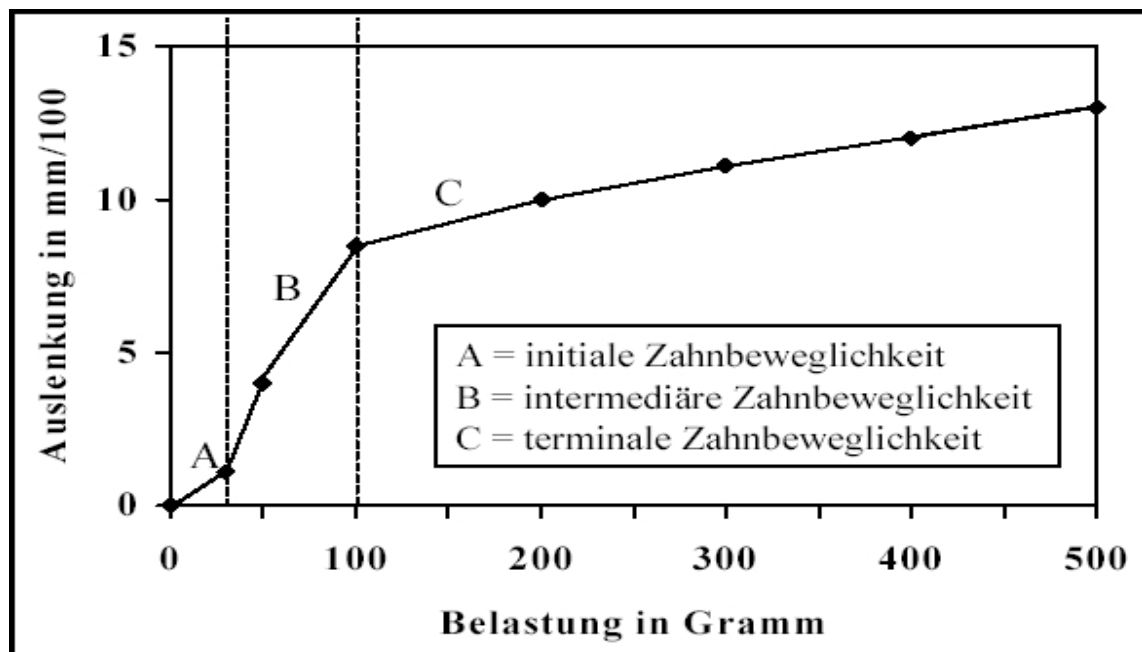
CARLSON et al. (1986) beschrieb die Osseointegration ALS „a direct bone-to-implant contact without interposed soft tissue“. [123]

Anfangs waren prothetische Versorgungskonzepte mit Hilfe des Brånemark-Systems in erster Linie auf die Thematik des zahnlosen Unterkiefers ausgerichtet. 1985 konzipierte das Internationale Team Orale Implantologie (ITI) um SCHRÖDER die ITI-Bonefit-Implantate. Dieses System ist unter gewissen anatomischen Minimalvoraussetzungen für alle Indikationen geeignet. Durch diese Entwicklungen ist es nunmehr möglich geworden, verlorengegangene Zähne bei fast allen Indikationen durch ein passendes Implantat zu ersetzen. [123]

2.9 Besonderheiten in der Beweglichkeit bei der Versorgung mit Verbundbrücken

Beweglichkeit natürlicher Zähne

Der gesunde natürliche Zahn ist über ein komplexes System mit dem ihm umgebenden Knochen verbunden. Vom Wurzelzement aus strahlen kollagene Fasern (Sharpey'sche Fasern) schräg aufsteigend in den Alveolarknochen ein; durch diese wird der auf den Zahn wirkende Kaudruck in eine Zugbelastung des umgebenden Knochens umgewandelt. Im 0,2 bis 0,3 mm breiten Parodontalspalt befinden sich zahlreiche Nerven, Blut- und Lymphgefäße. Die Nerven sind entscheidend an der Steuerung des reflektorischen Kauakts beteiligt. Die Gefäße übernehmen auch mechanische Aufgaben im Sinne einer hydraulischen Dämpfung. Durch die beschriebene Aufhängung in der Alveole sind Zähne physiologisch beweglich. In apikaler Richtung sind sie schon durch geringe Kaukräfte um circa 0,01-0,02 mm intrudierbar. Bei stärkerer Belastung bleibt das Kraft-Weg-Verhältnis nicht linear, sondern geht in eine Phase größerer Steifigkeit über. Das Ausmaß der Beweglichkeit ist von der Größe der Wurzeloberfläche abhängig. Bei langsamer horizontaler Kraftapplikation lässt sich das Bewegungsmuster nach MÜHLEMANN in drei Phasen einteilen (Abb. 08).



Legende: A = initiale B = intermediäre C = terminale Zahnbeweglichkeit

Abb. 08: Phasen der Zahnbeweglichkeit eines gesunden Zahns (nach H.R. Mühlemann [128])

Die initiale Phase resultiert aus der Straffung der Sharpey'schen Fasern, die eine hohe Nachgiebigkeit besitzen; die intermediäre Phase basiert auf elastischen Deformationsvorgängen und Flüssigkeitsverdrängung im Parodontium; in der terminalen Phase erfolgt eine elastische Verformung des umliegenden Alveolarknochens. [128; 129; 132]

Beweglichkeit von dentalen Implantaten

Implantate sind nach optimaler Einheilung („Osseointegration“) ohne Bildung einer Zwischenschicht eng mit dem Knochen verbunden.

Der Kaudruck wird ohne Dämpfung als Druck direkt auf den Alveolarknochen übertragen. Eine Bewegung des Implantats relativ zum Knochen ist nicht möglich. Daher besteht während eines Belastungszyklus beim Implantat ein eher linearer Bezug zwischen einwirkender Kraft und deren Weiterleitung in den umgebenden Knochen. Flexibilität im Bereich des Implantats ist nur durch die Eigenelastizität des Implantatkörpers, der Suprastruktur und des Knochens gegeben. Im Vergleich zu einem Zahn mit gesundem Parodontium ist die Beweglichkeit („Resilienz“) eines osseointegrierten Implants in etwa 10- bis 100-fach niedriger anzusetzen. Bei Attachmentverlust des Zahnes mit einhergehender Lockerung fallen diese Unterschiede in der Beweglichkeit noch größer aus.

Lediglich bei sehr kurzen Belastungsmomenten sind die Unterschiede geringer. Einen Sonderfall stellt ein ankylosierter Zahn dar, der eine ebenso geringe Beweglichkeit wie ein Implantat aufweist. Eine Übersicht über die Unterschiede zwischen Zahn und Implantat findet sich bei SCHULTE.

Es ist vorstellbar, dass sich bei der Verbundbrücke unter Kraftereinwirkung eine Situation ergibt, in der der zahngetragene Teil der Brücke als Hebelarm wirkt und das Implantat eine starre Achse bildet. Nimmt man vereinfachend an, Implantat, Aufbau und Knochenverbund bildeten eine starre Einheit und beim Zahn bestünde die charakteristische Beweglichkeit, so hätte das Implantat bei Belastung des Zahnes das Moment $M = F \times L$ (Kraft \times Länge) (in N \times m) zu tragen, während der Zahnhalteapparat eine Unterbelastung erfahren würde, dargestellt in der Abbildung 9. Infolgedessen könnten die verschiedenen Elemente der Verbundbrücke Schaden nehmen. [20; 123; 128; 129; 150]

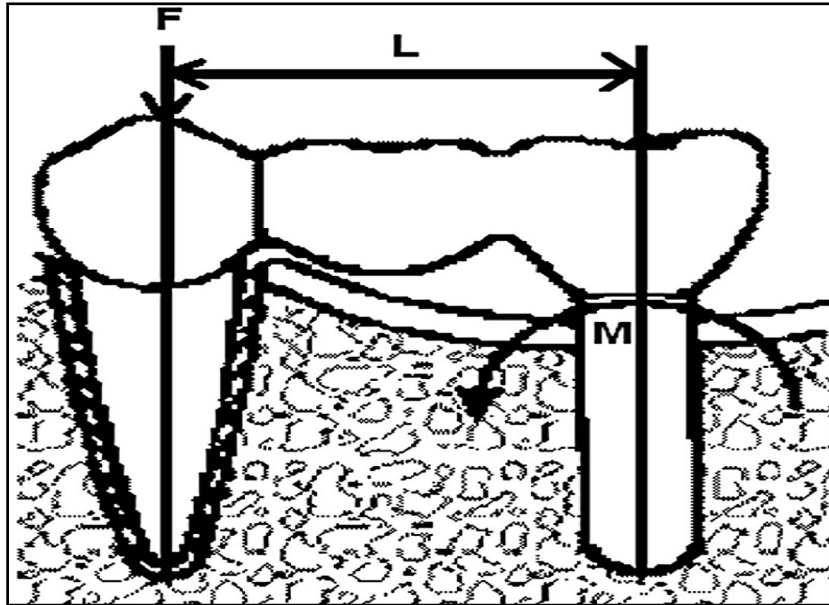


Abb. 09: Theoretisch vorstellbare Hebelarmsituation bei einseitiger Belastung der Verbundbrücke auf Seiten des Pfeilerzahnes (Biegemoment $M = F \times L$ in N x m) [nach 128]

2.10 Festigkeit von konventionellen Metallkeramikrestorationen

Um eine Einordnung der in dieser Studie gewonnenen Bruchlasten von Keramik zu ermöglichen, war es sinnvoll, in der Literatur nach Studien zu suchen, die sich mit der Bruchlast von Metallkeramik beschäftigt haben. Abbildung 10 zeigt einige Beispiele von Bruchfestigkeitswerten einer dreigliedrigen Seitenzahnbrücke.

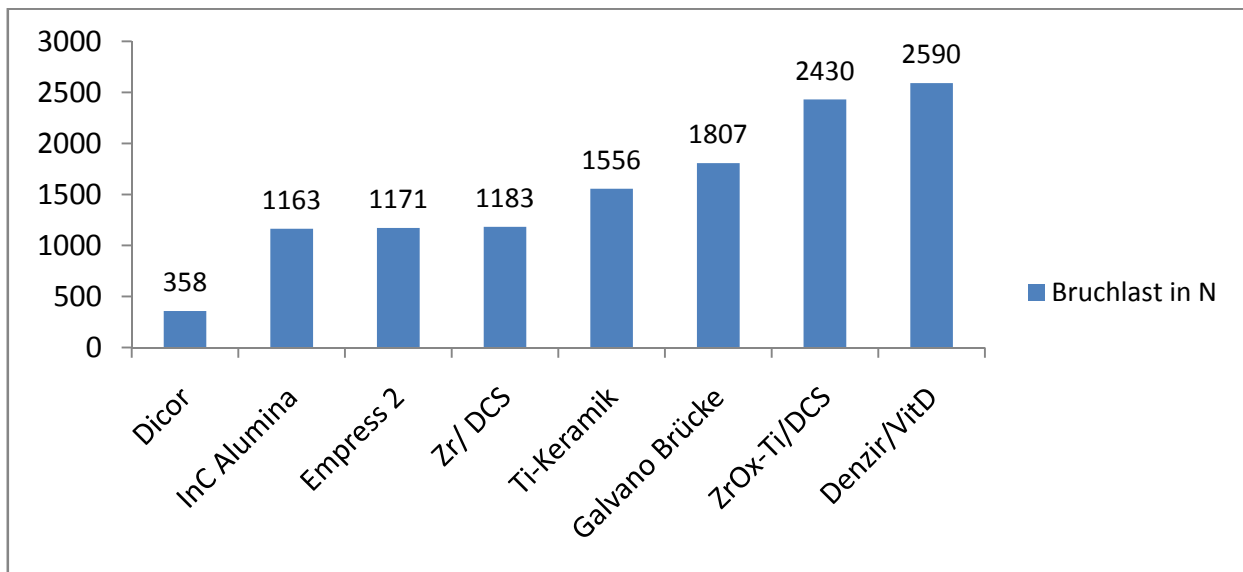


Abb. 10: Bruchfestigkeit dreigliedriger Seitenzahnbrücken [77]

Die Metallkeramikkombination Deguderit U mit Vita VMK erreicht, laut einer Studie KAPPERTS, 1.150 Newton, bei gleicher Standardabweichung der Messwerte. Einen ebenfalls durchgeführten Thermo-Schock-Test überstand hier nur Zirkonoxid mit Triceram zu 100 Prozent. Systeme wie Metallkeramik oder Galvanotechnik erreichten in dieser Studie weniger als 70 Prozent. Für die Biegefestigkeit fand KAPPERT in einer zweiten Studie heraus, dass diese bei Metallkeramiken 70 MPa betrug. [76; 77]

RUDOLPH ermittelte in seiner Studie zur Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikronen Mittelwerte für lasergeschmolzene VMK-Restorationen von 1887 N und 2080 N für gegossene Restorationen. [154]

Eine von MÜLLER durchgeführte in-vitro-Untersuchung ermittelte Werte zwischen 690 N und 1679 N für dreigliedrige Galvanobrücken, und er stellte damit eine eingegrenzte Indikation im Seitenzahnggebiet fest. [130]

3 Problemstellung

Ziel der vorliegenden Simulation im Rahmen einer In-vitro-Studie soll es sein, die den Verbundbrücken immanente unterschiedliche Beweglichkeit der Pfeiler (natürlicher Zahn, Implantat) auf ihren Einfluss auf die Bruchfestigkeit von unterschiedlich konfigurierten viergliedrigen CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnbrücken aus Zirkondioxid (LAVA[®]-System) zu untersuchen.

Die Untersuchungsgruppen sollen dabei auf folgende Einzelpunkte hin überprüft werden:

- 1) Welche Bruchlastwerte erreicht eine beidseitig beweglich gelagerte Brücke (Simulation Brücke auf natürlichen Pfeilerzähnen)?
- 2) Welche Bruchlastwerte erreicht eine beidseitig starr gelagerte Brücke (Simulation Brücke auf Implantaten)?
- 3) Welche Bruchlastwerte erreicht eine Verbundbrücke mit starr gelagertem Prämolaren (Simulation Implantat)?
- 4) Welche Bruchlastwerte erreicht eine Verbundbrücke mit starr gelagertem Molaren (Simulation Implantat)?
- 5) Welche mechanische Festigkeit wird von den Proben generell erreicht und ist diese mit konventioneller Metallverblendkeramik vergleichbar?
- 6) Gibt es statistisch signifikante Unterschiede der Bruchlast zwischen den verschieden konfigurierten Brücken?
- 7) Gibt es Besonderheiten bei der Bruchmechanik, welche sich auf die unterschiedliche Beweglichkeit zurückführen lassen?

4 Material und Methoden

4.1. Hauptversuche

Zur vergleichenden Testung sollen folgende vier Gruppen auf Bruchlast untersucht werden:

- 1) 10 viergliedrige Brücken aus LAVA[®] Vollkeramik ohne Beweglichkeit, auf Messing-Stümpfen, in Kunststoff eingebettet
- 2) 10 viergliedrige Brücken aus LAVA[®] Vollkeramik mit Beweglichkeit beider Stümpfe, auf Messing-Stümpfen, in Kunststoff eingebettet
- 3) 10 viergliedrige Brücken aus LAVA[®] Vollkeramik mit Beweglichkeit des Molaren, auf Messing-Stümpfen, in Kunststoff eingebettet
- 4) 10 viergliedrige Brücken aus LAVA[®] Vollkeramik mit Beweglichkeit des Prämolaren, auf Messing-Stümpfen, in Kunststoff eingebettet

Alle vier Untersuchungsgruppen wurden dem Thermocycling unterzogen.

Es ergibt sich folgendes Flussdiagramm:

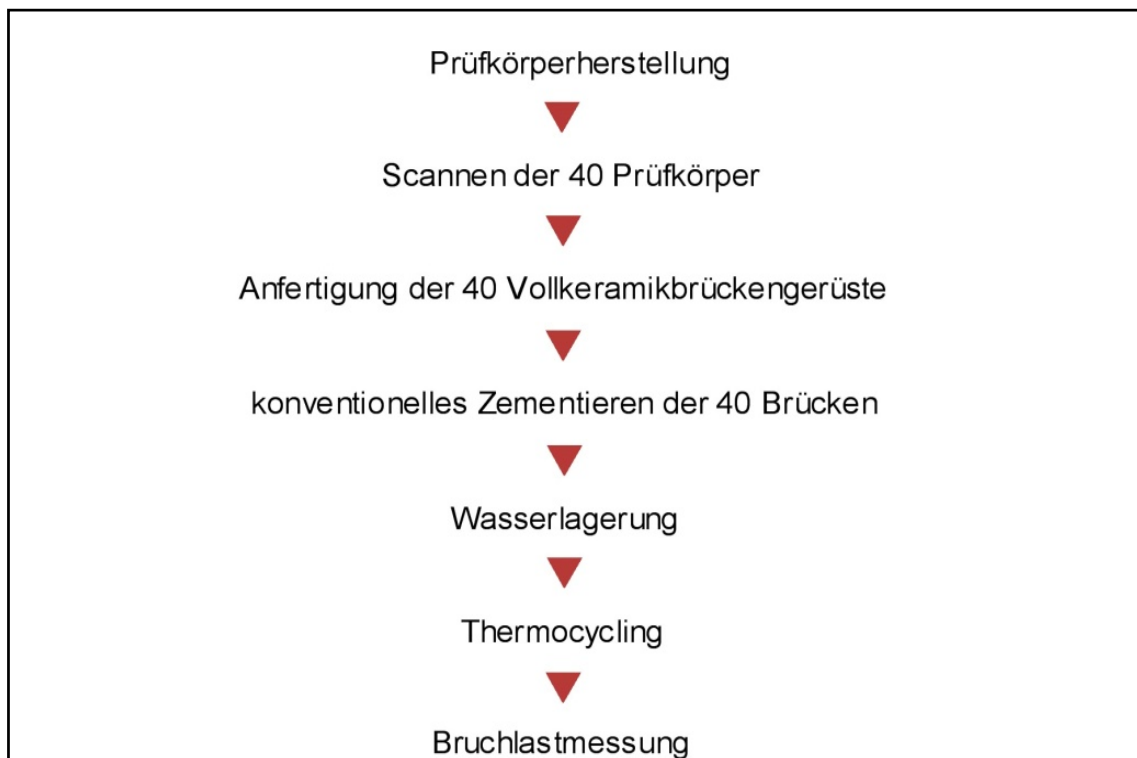


Abb. 11: Vorgehensweise bei der Versuchsdurchführung

4.2 Prüfkörperherstellung

Es erfolgte die computerunterstützte Fertigung der 80 Messingstümpfe durch die Firma 3M-ESPE® in Seefeld. Durch die Verwendung des LAVA® CAD/CAM-Systems war die Fertigung identischer Stümpfe möglich.

Das Fräsen der 80 Masterdies erfolgte nach den Herstellerangaben für eine Vollkeramikbrücke aus Zirkonoxidkeramik; die Daten stammen aus der Datenbank des LAVA®-Systems (Abb. 12 und 13). Dazu wird „okklusal“ ein planes Plateau geschaffen und ein 4 mm langer Stumpf mit einem Neigungswinkel von 6° herausgearbeitet, welcher in einer ideal viertelkreisrunden zirkulären Hohlkehle (0,8 mm breit) ausläuft. [1]

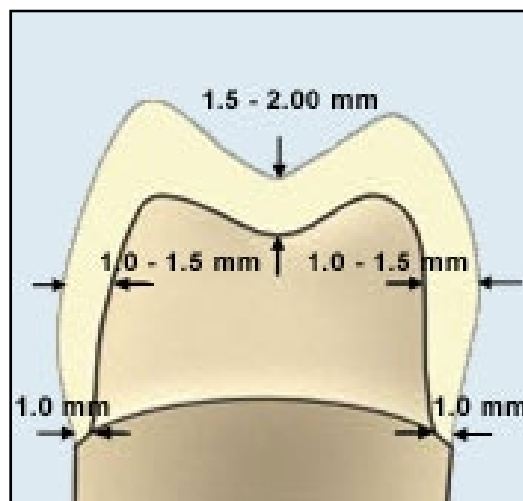


Abb. 12: Präparationsanforderungen [1]

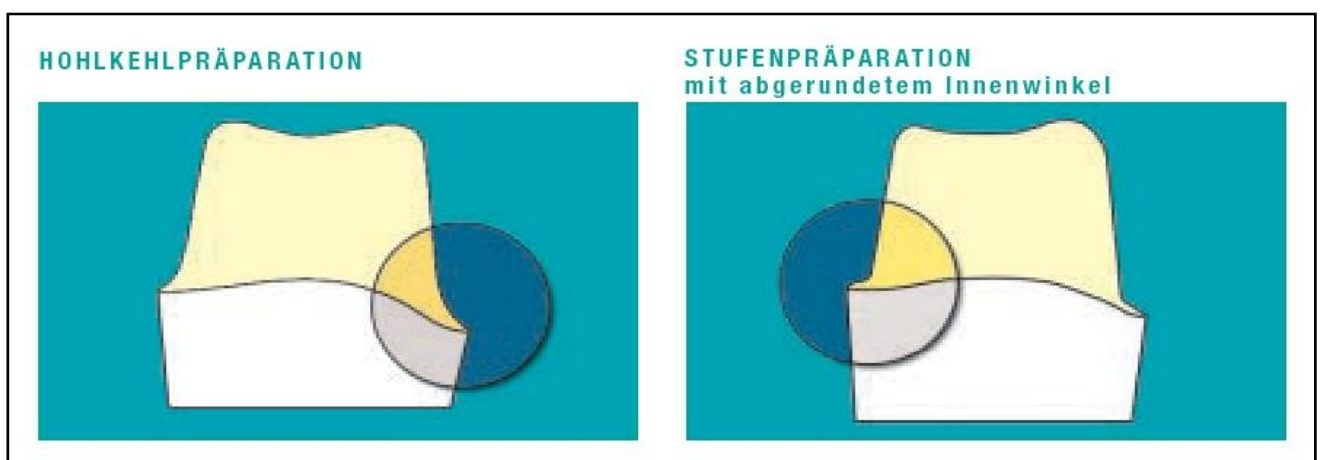


Abb. 13: Präparationsarten [1]

Die gefrästen Stümpfe wurden aus der Grundplatte entfernt, die Stege abgefräst, geglättet, poliert sowie die Präparationsgrenze freigelegt (Abb. 14 und 15).



Abb. 14: Platte mit Rohling und Messingstümpfen, unbearbeitet



Abb. 15: Messingstümpfe, unbearbeitet



Abb. 16: Vorbereiteter Messingstumpf

Die beweglich gelagerten Stümpfe wurden im Wurzelanteil mit Schrumpfschlauch ummantelt (Typ HSR[®] Firma 3M-ESPE[®]) (Abb. 16 und 17).



Abb. 17: Mit Schrumpfschlauch ummantelter Prämolar aus der Gruppe der beweglichen Metallstümpfe vor der Einbettung in Kunststoff

Die Firma 3M-ESPE[®] fertigte einen Übertragungsschlüssel auf dem Mastermodell (Abb. 18 und 19). Er besteht aus Kupferprofilen mit 2,5 mm Kantenlänge und ist mit lichthärtendem Visio Form[®] Modellierkunststoff fixiert. Dieser hat eine genau festgelegte Position in der Silikonform und gewährleistet eine definierte Position der Stümpfe im Sockel. Im Übertragungsschlüssel wurden die vorbereiteten Stümpfe mit Klebewachs befestigt und in die Aussparungen der Silikonform gesetzt.



Abb. 18: Übertragungsschlüssel zum Fixieren der Stümpfe

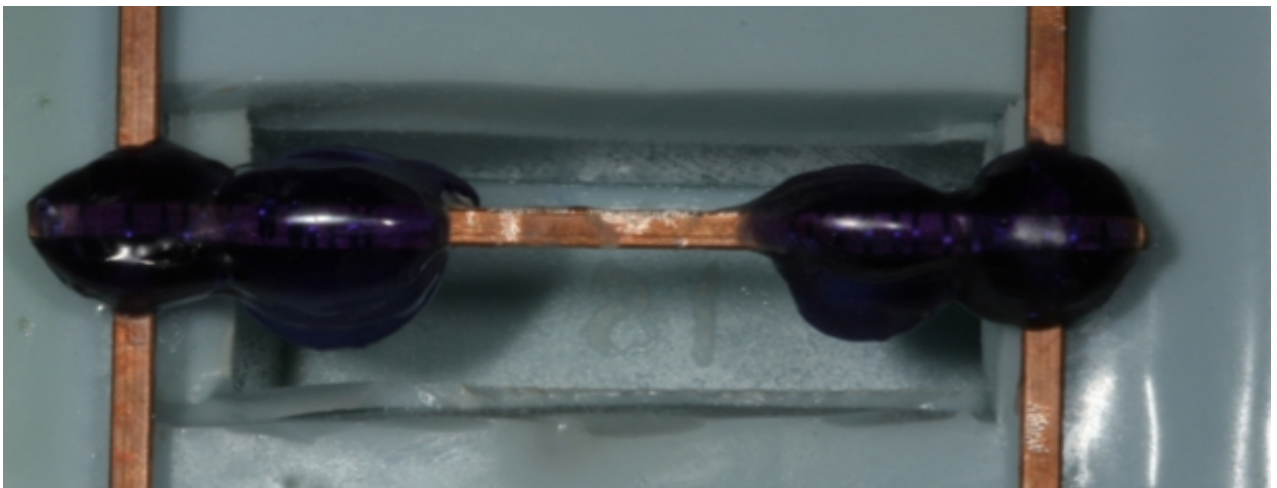


Abb. 19: Übertragungsschlüssel in Vertiefungen der Silikonform bereit zum Sockeln der Stümpfe in Paladur® Klar

Die so in einer eindeutig reproduzierbaren Stellung fixierten Stümpfe wurden in der Silikonform mit Paladur® Klar gesockelt. Nach dem Aushärten des Kunststoffes im Drucktopf wurden die Modelle vorsichtig entnommen, abgedampft und gesäubert. Ein Nachbearbeiten war durch die exakte Form der Sockel nicht erforderlich.

Durch dieses Vorgehen wurde gewährleistet, dass alle Modelle gleichmäßig gescannt werden konnten und bei den Bruchlastversuchen sicher und eben auf dem Prüftisch der Zwick[®] Maschine standen.

Die vorbereiteten Prüfkörper wurde zum Scannen und Fräsen der Brücken an die Firma 3M ESPE[®] nach Seefeld gesandt (Abb. 20).

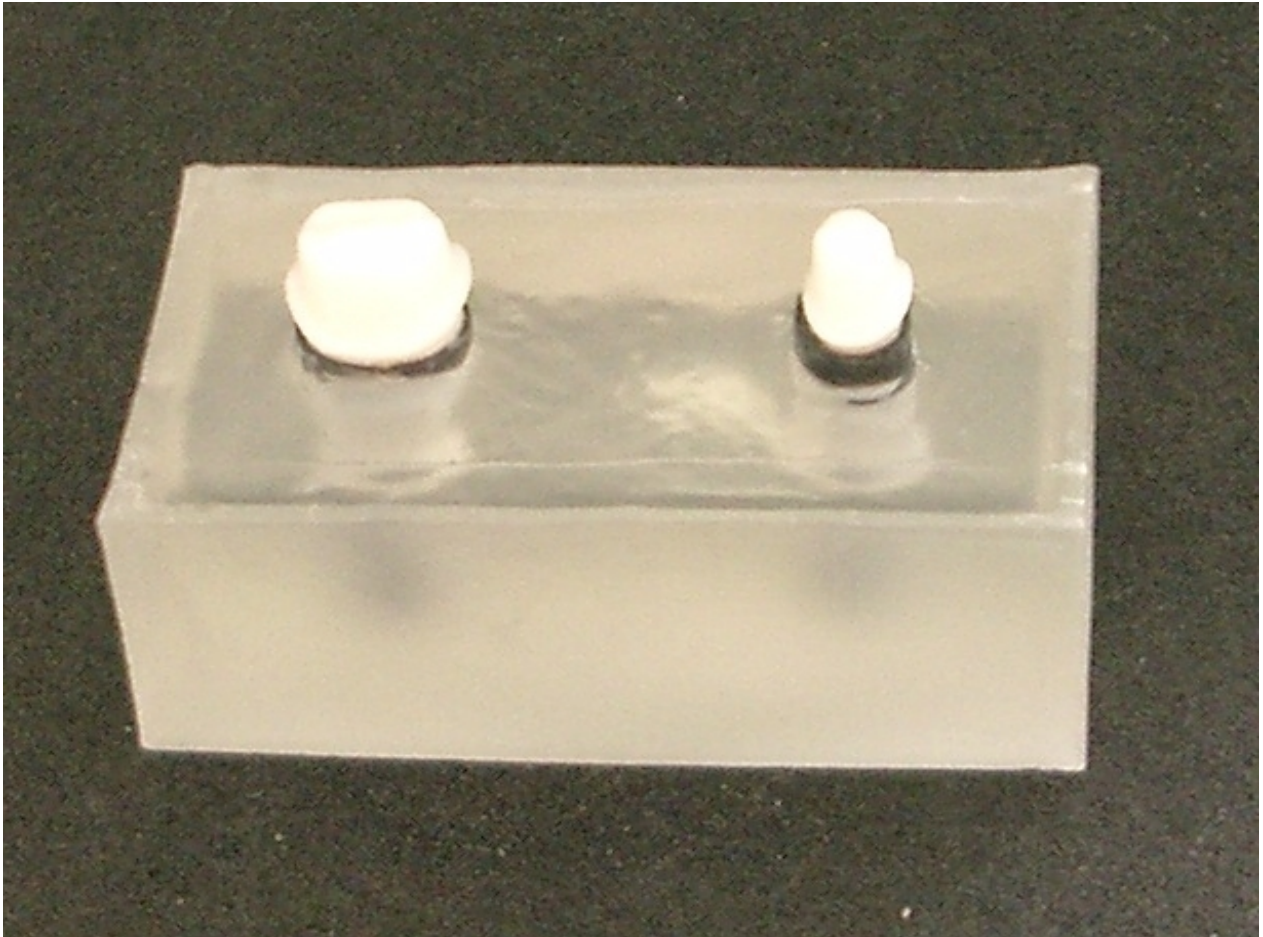


Abb. 20: Gesockelte Probekörper, bereit zum Scannen

4.3 Herstellung der Brücken

Es wurden je 10 viergliedrige Brückengerüste von Zahn 14 nach Zahn 17 zum Ersatz der Zähne 15 und 16 aus Zirkonoxidkeramik mit dem LAVA® System nach den vom Hersteller geforderten Parametern gefertigt (n=40) (Abb. 21).

Die Konnektoren zwischen Pfeilerzahn und Brückenglied (14-15 / 16-17) hatten einen Querschnitt von 9 mm² und zwischen den Zwischengliedern (15-16) von 12 mm². Die Kronenkäppchen wurden in einer Wandstärke/Dicke von 0,5 mm gefertigt.

Insgesamt hatten die gefertigten Gerüste eine Länge von 34 mm in mesio-distaler Richtung und eine Breite von 9,8 mm, ausgehend vom Molaren 17. [1]



Abb. 21: CAD/CAM-gefertigte, vollkeramische Brückengerüste von 14-17 vor der Zementierung von oral und basal betrachtet

Um vergleichbare Ausgangsbedingungen zu schaffen, wurden die Gerüste nicht verblendet. Die Okklusalfäche des zu belastenden Zwischengliedes wurde mit drei Höckern ausgeführt, so dass eine zentrale Fissur (Tripodisierung) als verschiebesichere Aufnahme für die Stahlkugel (5mm) bei den Bruchlastversuchen mit der Zwick®-Maschine gegeben war (Abb. 22).

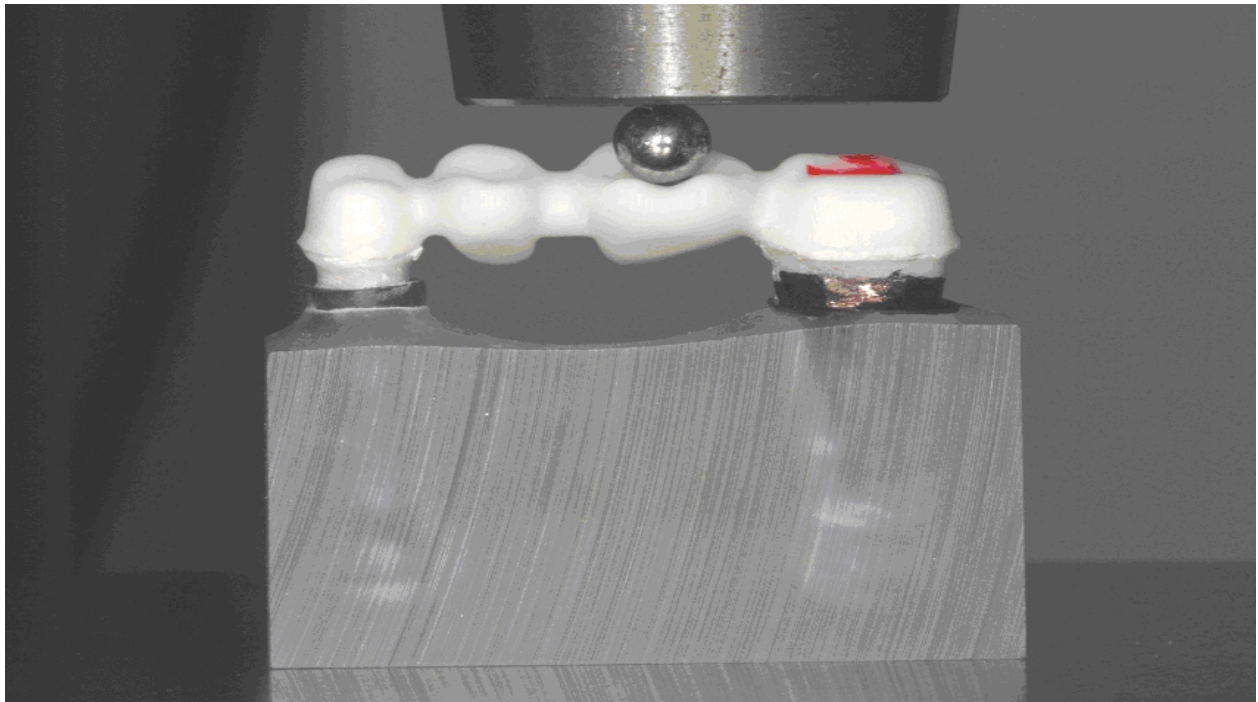


Abb. 22: Zur Bruchlastmessung vorbereiteter Prüfkörper in der Zwick® Maschine

4.4 Zementierung

Durch die computerunterstützte Fräsung der 40 Brückengerüste konnte eine absolut identische Ausführung der Kronenkäppchen gewährleistet werden, bei denen ein späteres Anpassen auf den Stümpfen nicht notwendig war.

Es erfolgte die konventionelle Zementierung mit schnellhärtendem Zink-Phosphat-Zement (Harvard Dental International GmbH ® Berlin). Dazu wurde die Flüssigkeit (Phosphorsäure in wässriger Lösung) mit dem Pulver (90 % Zinkoxid, 10 % Magnesiumoxid) auf einer Glasplatte mittels eines Metallspatels vermischt.

Die Innenflächen der Kronen wurden mit Zement dünn ausgestrichen. Anschließend wurden die Brücken mit leichtem, ansteigendem Druck zementiert. Nach dem vollständigen Aushärten (ca. 20 Minuten) wurden die Zementüberschüsse mit einem zahnärztlichen Scaler abgesprengt (Abb.23).



Abb. 23: Zementierte und gereinigte Brücke

4.5 Wasserlagerung

Nach der Aushärtung und Versäuberung der Proben wurden diese für 21 Tage in 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung bei 37°C in einem Brutschrank (Inkubator) gelagert. Hierbei kommt es zu einer Wasseraufnahme des Zements und einer damit verbundenen hygroskopischen Expansion.

4.6 Alterung durch Thermocycling

Nach erfolgter Wasserlagerung wurden alle 40 Probekörper einer Alterung unterzogen. Dies erfolgte durch ein Thermocycling mit 20.000 Zyklen von 30s in zwei Wasserbädern mit +5°C und +55°C und einer geräteabhängigen Transferzeit von drei Sekunden. [89]

4.7 Bruchlastmessung

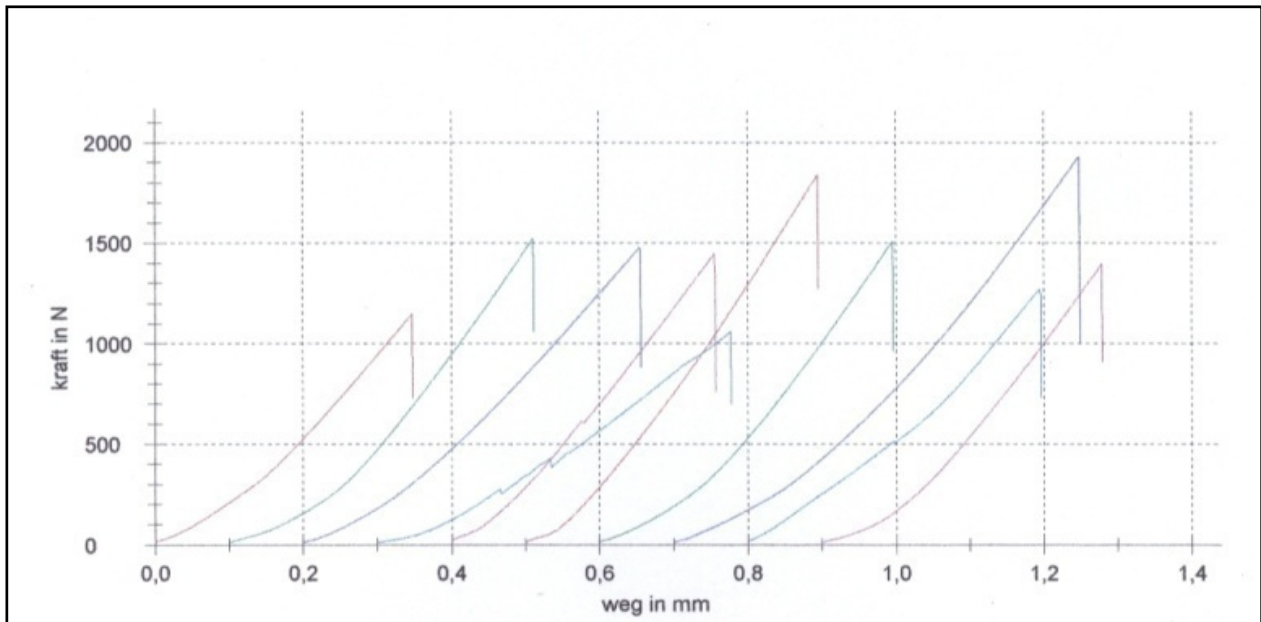
Die vorbehandelten Brückengerüste wurden mit der Zwick®-Maschine (Modell Z010/TN2A, Firma Roell) bei einer Vorschubbewegung von 1 mm/min und einem 30-prozentigen Kraftabfall bis zum Bruch belastet. Die Vorkraftgeschwindigkeit betrug 5 mm/min bei einer Vorkraft von 10 Newton (im Folgenden mit N bezeichnet).

Um die Kraft orthograd einwirken zu lassen, wurde eine Stahlkugel mit 5 mm Durchmesser eingesetzt.

Die ermittelten Werte wurden von dem an die Zwick®-Maschine (Abb. 24) angeschlossenen Computer erfasst und sowohl tabellarisch als auch in einer Kraft-Weg-Grafik dargestellt (Abb. 25) und zusätzlich auf Diskette gesichert.



Abb. 24: Zwick® Maschine



Parameter:


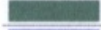

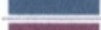
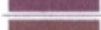
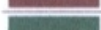




Bearbeiter: Kunth,31.05.06
 Werkstoff : Vollker. 4. Serie
 Nummer : Brücken 31-40

Prüfdatum : 31.05.06

Bemerkung: Geschwindigk. 1mm/min 30% Kraftabfal

Stützweite : 20,5 mm
 Prüfgeschwindigkeit : 1 mm/min

Ergebnisse:

Legende	Nr	F-max N	L-F max mm
	1	1149,1	0,35
	2	1520,3	0,41
	3	1476,5	0,45
	4	1059,7	0,48
	5	1446,5	0,36
	6	1840,3	0,40
	7	1507,5	0,40
	8	1931,7	0,55
	9	1271,8	0,39
	10	1395,6	0,38

Statistik:

Serie n = 10	F-max N	L-F max mm
x	1459,9	0,42
s	272,8	0,06
v	18,69	14,74

Abb. 25: Beispiel für Prüfprotokolle (*.zse Dateien Zwick®-Test-Expert Software)

5 Statistik

Die erfassten Werte wurden mit Hilfe der Software SPSS® Version 13.0. für Windows XP ® (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) erfasst und statistisch ausgewertet.

5.1 Deskriptive Statistik

Als Erstes galt es, verschiedene deskriptiv-statistische Parameter, wie Anzahl, Minimum, Mittelwert, Median, Maximum, Quartile, Standardfehler der Grundgesamtheit, zu ermitteln, um eine quantitative Beurteilung der Proben zu ermöglichen. Danach wurden die Ergebnisse zwecks besserer Anschaulichkeit in einer standardisierten Boxplot-Darstellung zusammengefasst. [2]

5.2 Statistische Analyse

Als Methode der statistischen Auswertung wurde der nonparametrische Test herangezogen. Ich entschied mich für diese Methode, weil der Nachweis für die parametrische Verteilung der Werte nicht erbracht werden musste und dieses Untersuchungsverfahren eine zu große Streuung ergeben würde. Des Weiteren ist das parametrische Verfahren zu anfällig für Extremwerte, so genannte „Ausreißer“. Der Vollständigkeit halber ist die parametrische Auswertung der Werte als Gegencheck jedoch erfolgt. Sie lieferte keine weitere Aussage.

Es wurde ein Boxplot erstellt und die Werte dem U-Test (auch Mann-Whitney-Test) unterzogen. Bei der statistischen Auswertung galt es, die Signifikanz der Werte zu verifizieren und einen signifikanten Einfluss der Beweglichkeit auf die Bruchanfälligkeit nachzuweisen.

Folgende Serien von Vollkeramikbrücken auf verschiedenen beweglichen Stümpfen wurden nach 21-tägiger Lagerung in 0,9% NaCl-Lösung und Thermocycling untersucht:

1. Serie: Messing ohne Beweglichkeit beider Stümpfe, mittig belastet = **orm**
2. Serie: mit **Beweglichkeit** beider Stümpfe, mittig belastet = **mrm**
3. Serie: mit **Beweglichkeit** des Molaren, mittig belastet = **morm**
4. Serie: mit **Beweglichkeit** des Prämolaren, mittig belastet = **pmm**

5.3 Darstellung der Ergebnisse

Neben der tabellarischen Darstellung aller untersuchten Parameter der Probenserien sowie den Ergebnissen aus den Bruchlastuntersuchungen soll zur grafischen Veranschaulichung ein Standard-Boxplot in folgender Weise erstellt werden:

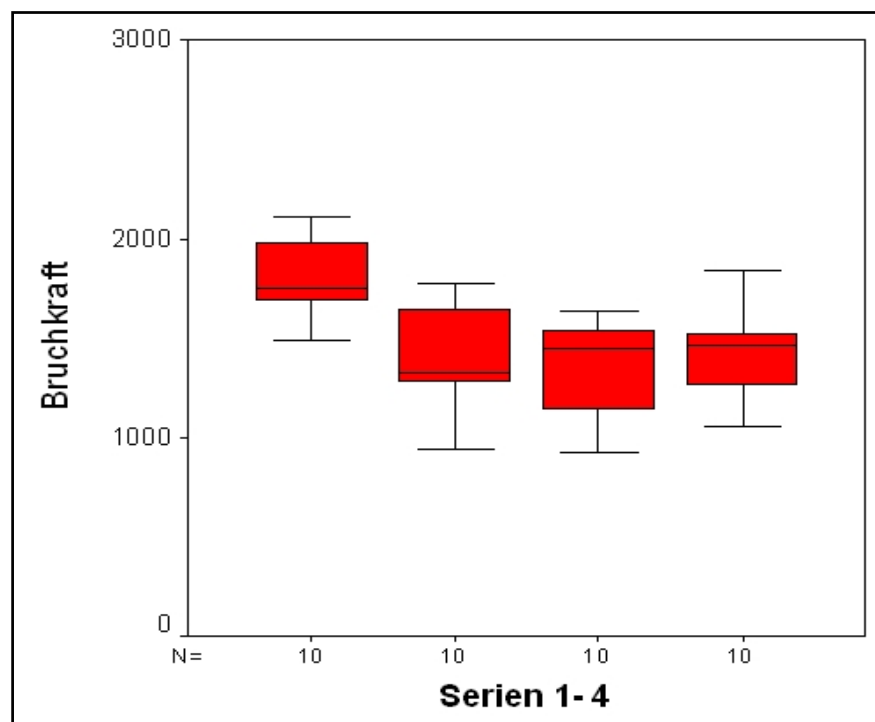


Abb. 26: Boxplotdiagramm der ermittelten Werte für 4 Serien

Des Weiteren wurde nach erfolgter Bruchlastmessung eine Bilddokumentation von allen Serien erstellt (Abb. 27).



Abb. 27: Beispiel anhand der 3. Serie mit rot markiertem Bruchverlauf zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen

6 Ergebnisse

6.1 Bruchlastmessung

Insgesamt wurden 40 Proben LAVA[®] Zirkonoxidkeramikbrückengerüste auf der Material-Prüfmaschine Zwick[®] Z010/TN2A (Firma Roell) Bruchlastversuchen unterzogen.

Die Abbildung 28 zeigt eine typische Serie der Diagramme, die für jeden Versuch Grundlage der Auswertung waren:

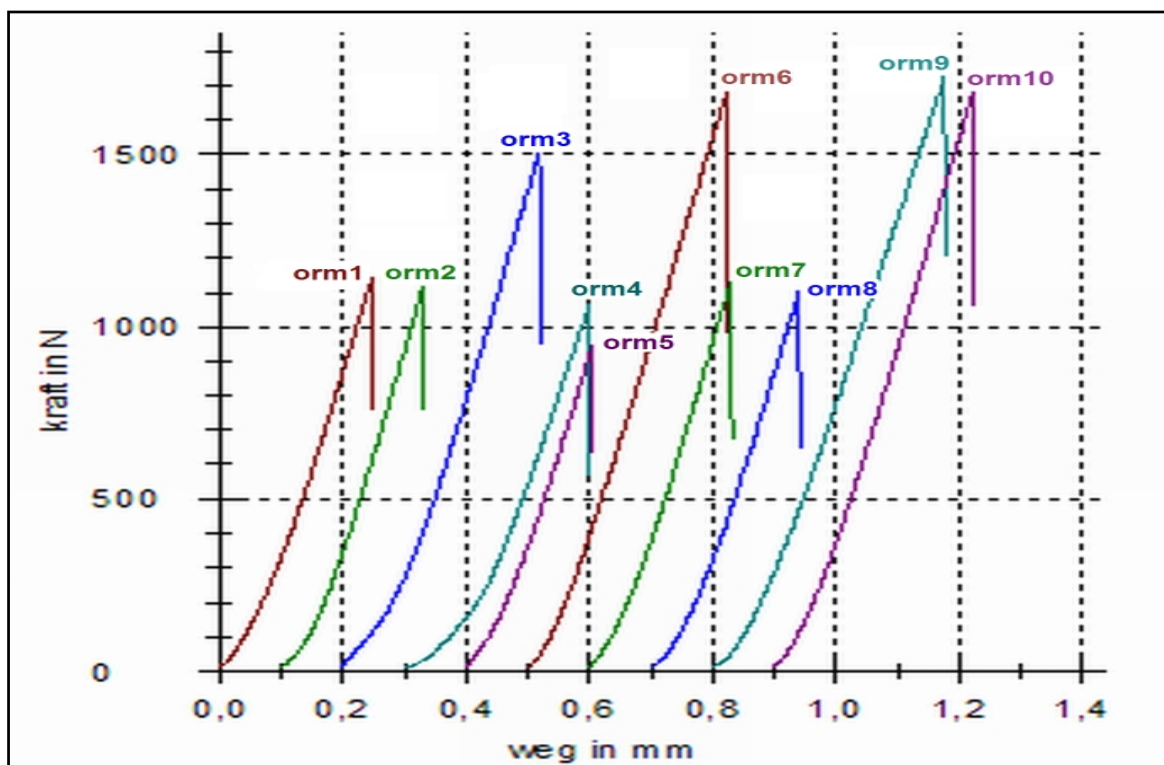


Abb. 28: Typischer Ausdruck der Weg-Kraftdiagramme

Aus dem für alle vier Serien typischen Verlauf der Kraft-Weg-Kurven ist ein gleichmäßig verlaufender Kraftanstieg zu erkennen, der in einem Maximalwert beim Bruch der Keramik endet und danach steil abfällt. Die Maximalwerte für die Kraft wurden zusätzlich durch das Prüfprogramm angezeigt.

Bei den 40 untersuchten Prüfkörpern ergaben sich die aus den nachfolgend aufgeführten Tabellen ersichtlichen Rohdaten.

6.1.1 1. Serie

- ohne Beweglichkeit (**Resilienz**) beider Stümpfe, **mittig belastet**
- interne Bezeichnung = **orm**

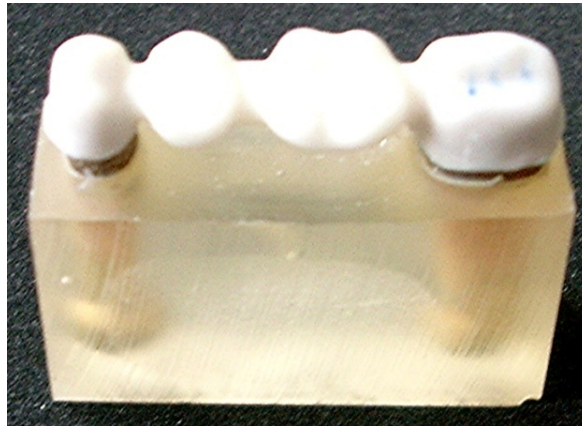


Abb. 29: Prüfkörper der 1. Serie mit zwei starr gelagerten Stümpfen vor dem Versuch

Die Bruchlastmessungen der ersten Serie (Simulation einer Brücke auf zwei Implantaten; Abb. 29) ergaben ein Maximum von 2107 N und ein Minimum von 1489 N für die aufzuwendende Kraft (Abb. 30). Die Differenz zwischen den Extremwerten beträgt 618 N.

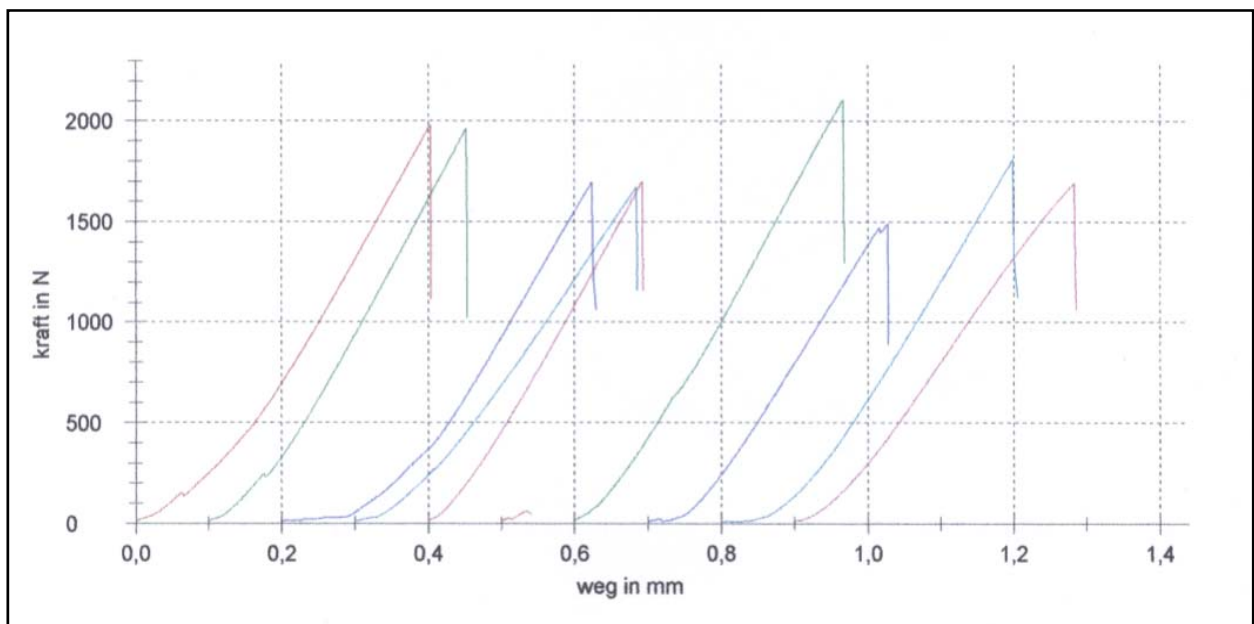


Abb. 30: Ausdruck der Weg-Kraftdiagramme der 1. Serie (orm)

Die statistische Auswertung ergab einen Mittelwert von 1617 N und eine Standardabweichung von $s = 576,7$.

Es wurde für die Grundgesamtheit/Variationskoeffizient ($s/x \cdot 100\%$) $v = 35,65$ als Wert ermittelt.

Für den Weg der Zwick[®]-Maschine bis zum 30-prozentigen Kraftabfall wurden 0,42 mm und 0,29 mm als Maxima und Minima aufgezeichnet.

Die Auswertung der Brückengerüste hinsichtlich des Bruchmechanismus zeigte einen typischen Bruchverlauf mesial und zentral des ersten Molaren sowie mesial des zweiten Molaren; teilweise brach die komplette Krone des zweiten Molaren heraus (Abb. 31, Tab. 07).



Abb. 31: 1. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen

Tab. 07: 1. Serie, beide Stümpfe ohne Beweglichkeit

Prüfprotokoll 1				
Serie 1	Stützweite:	20,5 mm	n = 10	
Nummer	Bruchstelle	interne Bez.	F-max in N	L-F max mm
1	6-er mesial bis 7-er mesial-Riss	orm 01	1981,6	0,4
2	6-er mesial-Riss 7-er halbe Krone	orm 02	1962,6	0,35
3	6-er mesial 7-er mesial-Riss	orm 03	1694,6	0,42
4	6-er distal-Riss	orm 04	1672,8	0,38
5	6-er mesial 7-er mesial-Riss	orm 05	1701,5	0,29
6	6-er mesial 7-er kompl. Krone	orm 06	1987,4	0,5
7	6-er Mitte-Riss	orm 07	2107,4	0,37
8	6-er Mitte-Riss	orm 08	1489,1	0,33
9	6-er Mitte-Riss	orm 09	1810,9	0,4
10	6-er Mitte-Riss	orm 10	1693,7	0,38
		n=10	F-max N	L-F max mm
		x	1617,4	0,34
		s	576,7	0,11
		v	35,65	33,57

6.1.2 2. Serie

- mit Beweglichkeit (**Resilienz**) beider Stümpfe, **mittig** belastet
- interne Bezeichnung = **mrm**

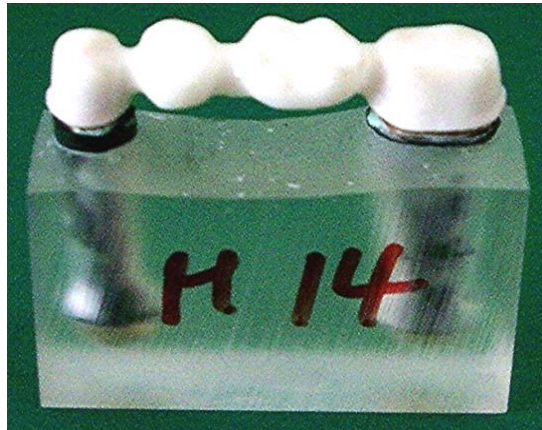


Abb. 32: Prüfkörper mit zwei beweglich gelagerten Stümpfen vor dem Versuch

Die Bruchlastmessungen der zweiten Serie (Simulation einer Brücke auf zwei natürlichen Zähnen, Abb. 32) ergaben ein Maximum von 1776 N und ein Minimum von 535 N für die aufzuwendende Kraft (Abb. 33). Die Differenz zwischen den Extremwerten beträgt 1241 N.

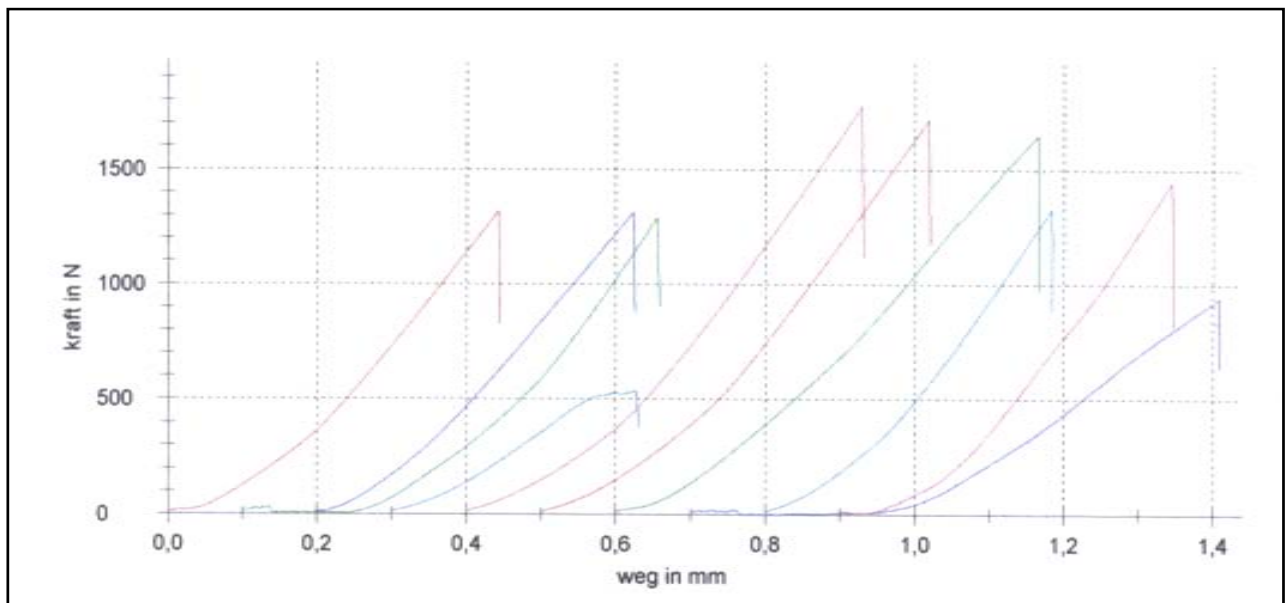


Abb. 33: Ausdruck der Weg-Kraftdiagramme der 2.Serie (mrm)

Die statistische Auswertung ergab einen Mittelwert von 1331,2 N und eine Standardabweichung von $s = 371,9$.

Es wurde für die Grundgesamtheit/Variationskoeffizient ($s/x \cdot 100\%$) $v = 27,94$ als Wert ermittelt.

Für den Weg der Zwick[®]-Maschine bis zum 30-prozentigen Kraftabfall wurden 0,71 mm und 0,33 mm als Maxima und Minima aufgezeichnet.

Die Auswertung der Brückengerüste hinsichtlich des Bruchmechanismus zeigte einen typischen Bruchverlauf distal vom ersten Prämolaren, zentral vom ersten Molar, mesial vom zweiten Molar. Die Krone des ersten Molaren ist bei einigen Proben komplett heraus gebrochen (Abb. 34, Tab. 08).



Abb. 34: 2. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen

Tab. 08: 2. Serie, mit Beweglichkeit beider Stümpfe

Prüfprotokoll 2				
Serie 2	Stützweite:	20,5 mm	n = 10	
Nummer	Bruchstelle	interne Bez.	F-max in N	L-F max mm
1	5-er distal bis 6-er Mitte-komplett	mrm 11	1318,7	0,44
2	6-er Mitte-Riss	mrm 12	1288,8	0,56
3	5-er distal bis 6-er Mitte-komplett	mrm 13	1313,5	0,42
4	7-er Kronenmitte	mrm 14	535,8	0,33
5	6-er Mitte-Riss 7-er mesial	mrm 15	1329,3	0,38
6	6-er mesial 7-er mesial-komplett	mrm 16	1445,5	0,44
7	6-er Mitte 7-er mesial-Riss	mrm 17	1776,6	0,53
8	6-er Mitte-Riss	mrm 18	1716,3	0,52
9	5-er distal bis 6-er distal-Riss	mrm 19	1645,7	0,57
10	5-er distal bis 7-er mesial-Riss	mrm 20	942,1	0,71
		n=10	F-max N	L-F max mm
		x	1331,2	0,49
		s	371,9	0,11
		v	27,94	22,18

6.1.3 3. Serie

- mit Beweglichkeit (**Resilienz**) des **Molaren**, **mittig belastet**
- interne Bezeichnung = **morm**

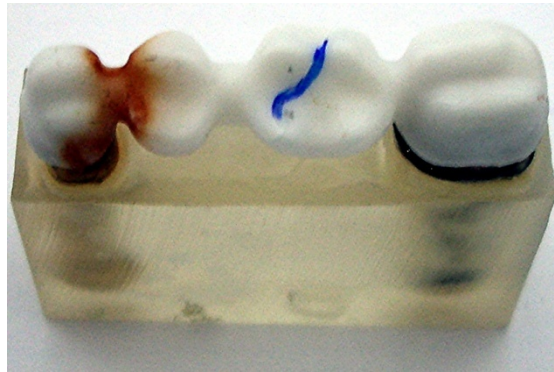


Abb. 35: Prüfkörper mit beweglichem Molar vor dem Versuch (Verfärbung an den Prämolaren resultiert aus der Aufhängung beim Thermocycling)

Die Bruchlastmessungen der dritten Serie (Simulation einer Brücke auf einem Implantat und einem natürlichen Zahn, Abb. 35) ergaben ein Maximum von 1636,6 N und ein Minimum von 924,8 N für die aufzuwendende Kraft (Abb. 36). Die Differenz zwischen den Extremwerten beträgt 711,8 N.

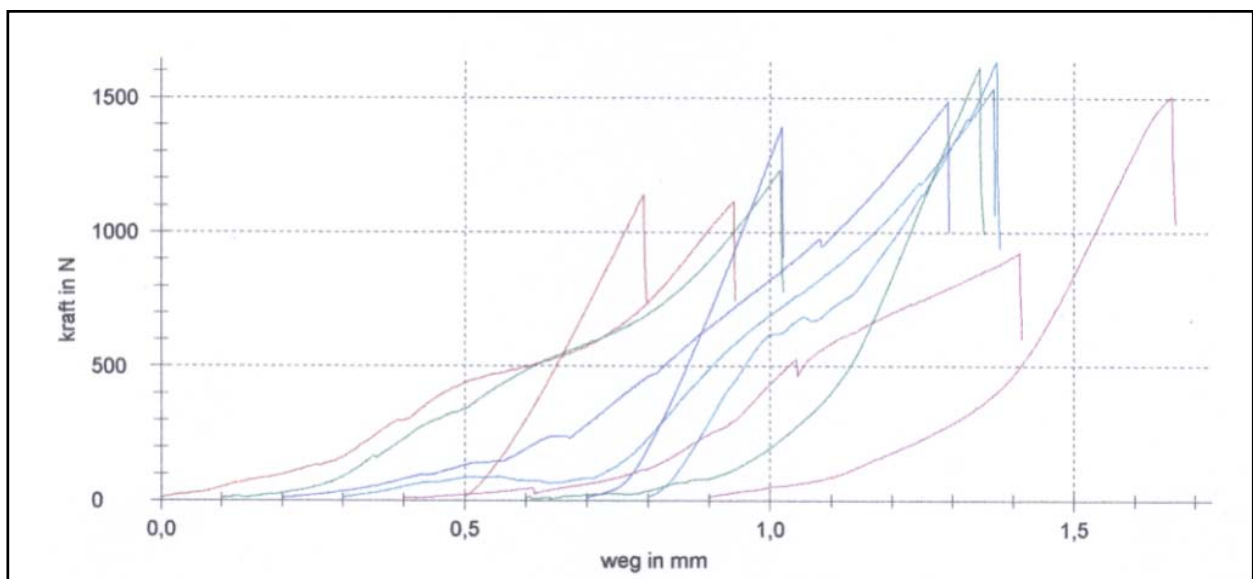


Abb. 36: Ausdruck der Weg-Kraftdiagramme der 3.Serie (morm)

Die statistische Auswertung ergibt einen Mittelwert von 1359,4 N und eine Standardabweichung von $s = 241,9$.

Es wurde für die Grundgesamtheit/Variationskoeffizient ($s/x \cdot 100\%$) $v = 17,79$ als Wert ermittelt.

Für den Weg der Zwick[®]-Maschine bis zum 30-prozentigen Kraftabfall wurden 1,09 mm und 0,29 mm als Maxima und Minima aufgezeichnet.

Die Auswertung der Brückengerüste hinsichtlich des Bruchmechanismus zeigte einen typischen Bruchverlauf distal des ersten Molaren am Übergang zum Konnektor, teils erfolgte ein zweiter Bruch zentral des zweiten Prämolaren (Abb. 37, Tab. 09).



Abb. 37: 3. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen

Tab. 09: 3. Serie, mit Beweglichkeit des Molaren

Prüfprotokoll 3				
Serie 3	Stützweite:	20,5 mm	n = 10	
Nummer	Bruchstelle	interne Bez.	F-max in N	L-F max mm
1	5-er mittig und 6-er distal- Übergang Konnektor	morm 21	1116	0,94
2	6-er distal- Übergang Konnektor	morm 22	1231,8	0,92
3	6-er distal- Übergang Konnektor	morm 23	1489,6	1,09
4	6-er distal- Übergang Konnektor	morm 24	1538,0	1,07
5	6-er distal- Übergang Konnektor	morm 25	924,8	1,01
6	6-er distal-im Konnektor	morm 26	1141,2	0,29
7	6-er distal- Übergang Konnektor	morm 27	1616,5	0,74
8	6-er distal-Konnektor	morm 28	1393,2	0,32
9	6-er Zentralfissur	morm 29	1636,6	0,57
10	5-er mittig und 6-er distal- Übergang Konnektor	morm 30	1506,4	0,76
		n = 10	F-max N	L-F max mm
		x	1359,4	0,77
		s	241,9	0,29
		v	17,79	37,93

6.1.4 4. Serie

- mit Beweglichkeit (**Resilienz**) des **Prämolaren**, **mittig belastet**
- interne Bezeichnung = **pmm**



Abb. 38: Prüfkörper mit beweglichem Prämolar vor dem Versuch

Die Bruchlastmessungen der vierten Serie (Simulation einer Brücke auf einem Implantat und einem natürlichen Zahn, Abb. 36) ergaben ein Maximum von 1931,7 N und ein Minimum von 1059,7 N für die aufzuwendende Kraft (Abb. 39). Die Differenz zwischen den Extremwerten beträgt 872 N.

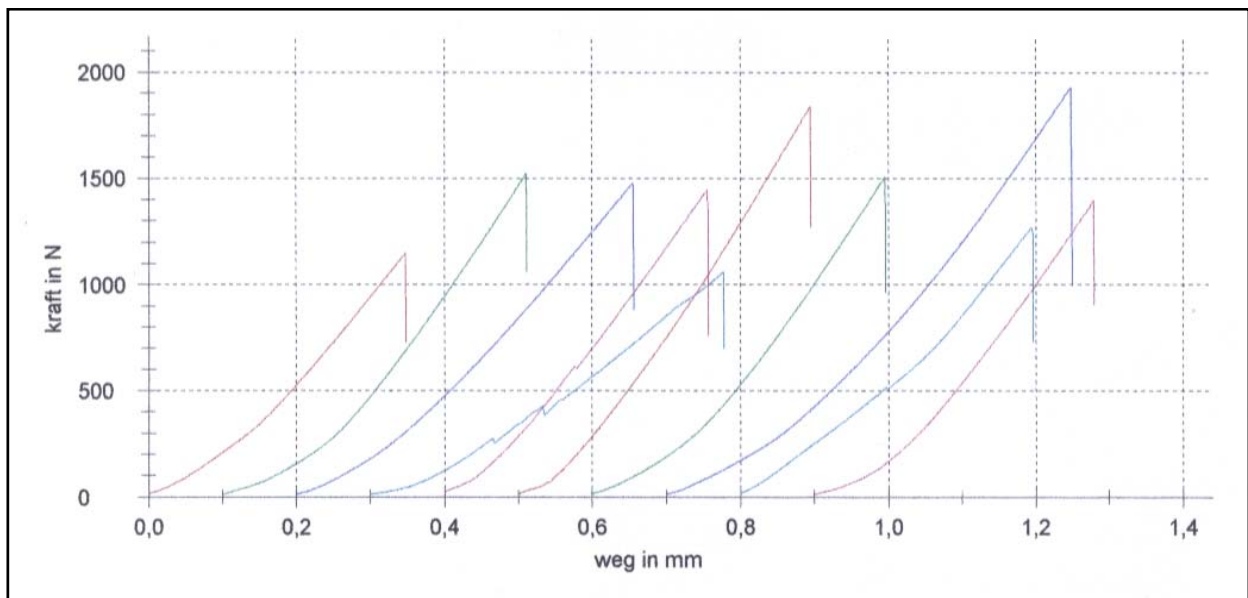


Abb. 39: Ausdruck der Weg-Kraftdiagramme der 4.Serie (pmm)

Die statistische Auswertung ergab einen Mittelwert von 1459,9 N und eine Standardabweichung von $s = 272,8$.

Es wurde für die Grundgesamtheit/Variationskoeffizient ($s/x \cdot 100\%$) $v = 18,69$ als Wert ermittelt.

Für den Weg der Zwick[®]-Maschine bis zum 30-prozentigen Kraftabfall wurden 0,55 mm und 0,35 mm als Maxima und Minima aufgezeichnet.

Die Auswertung der Brückengerüste hinsichtlich des Bruchmechanismus zeigte einen typischen Bruchverlauf an den mesialen Randleisten des ersten und zweiten Molaren; teils wurde der erste Molar komplett herausgesprengt (Abb. 40, Tab. 10).



Abb. 40: 4. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen

Tab. 10: 4. Serie, mit Beweglichkeit des Prämolaren

Prüfprotokoll 4				
Serie 4	Stützweite:	20,5 mm	n = 10	
Nummer	Bruchverlauf	interne Bez.	F-max in N	L-F max mm
1	mesiale Randleiste 6-er	pmm 31	1149,1	0,35
2	6-er komplett herausgebrochen	pmm32	1520,3	0,41
3	6-er komplett herausgebrochen	pmm 33	1476,5	0,45
4	6-er komplett herausgebrochen	pmm 34	1059,7	0,48
5	6-er komplett herausgebrochen	pmm 35	1446,5	0,36
6	mesiale Randleiste 6-er	pmm 36	1840,3	0,4
7	mesiale Randleiste 6-er und 7-er mesial	pmm 37	1507,5	0,4
8	mesiale Randleiste 6-er	pmm 38	1931,7	0,55
9	mesiale Randleiste 6-er	pmm 39	1271,8	0,39
10	mesiale Randleiste 6-er und 7-er mesial	pmm 40	1395,6	0,38
		n = 10	F-max N	L-F max mm
		x	1459,9	0,42
		s	272,8	0,06
		v	18,69	14,74

6.2 Zusammenfassung der Werte

Im Rahmen der statistischen Auswertung wurden die relevanten Werte in einer Tabelle zusammengefasst, um die einzelnen Serien untereinander zu vergleichen (Tab. 11).

Tab. 11: Übersicht über die statistisch relevanten Daten aller vier Serien

Daten	Serie 1 ohne Beweglichkeit	Serie 2 mit Beweglichkeit	Serie 3 Molar beweglich	Serie 4 Prämolar beweglich	Gesamt- ergebnis
Maximum Kraft 1	2107	1777	1637	1932	2107
Mittelwert Kraft 2	1810	1331	1359	1460	1490
Standard- abweichung (Grund- gesamtheit) Kraft 3	183	353	229	259	325
Minimum Kraft 4	1489	536	925	1060	536
Variations- koeffizient	10,1%	26,5%	16,9%	17,7%	21,8%

Zur besseren grafischen Veranschaulichung wurde ein Standard-Boxplot-Diagramm erstellt (Abb. 41). Es zeigten sich die vier Untersuchungsgruppen mit zwei Extremwerten in Gruppe 2 und 4. Zu erkennen ist der signifikante Unterschied in den gemessenen Bruchlasten zwischen den beweglichen und starren Versuchsgruppen.

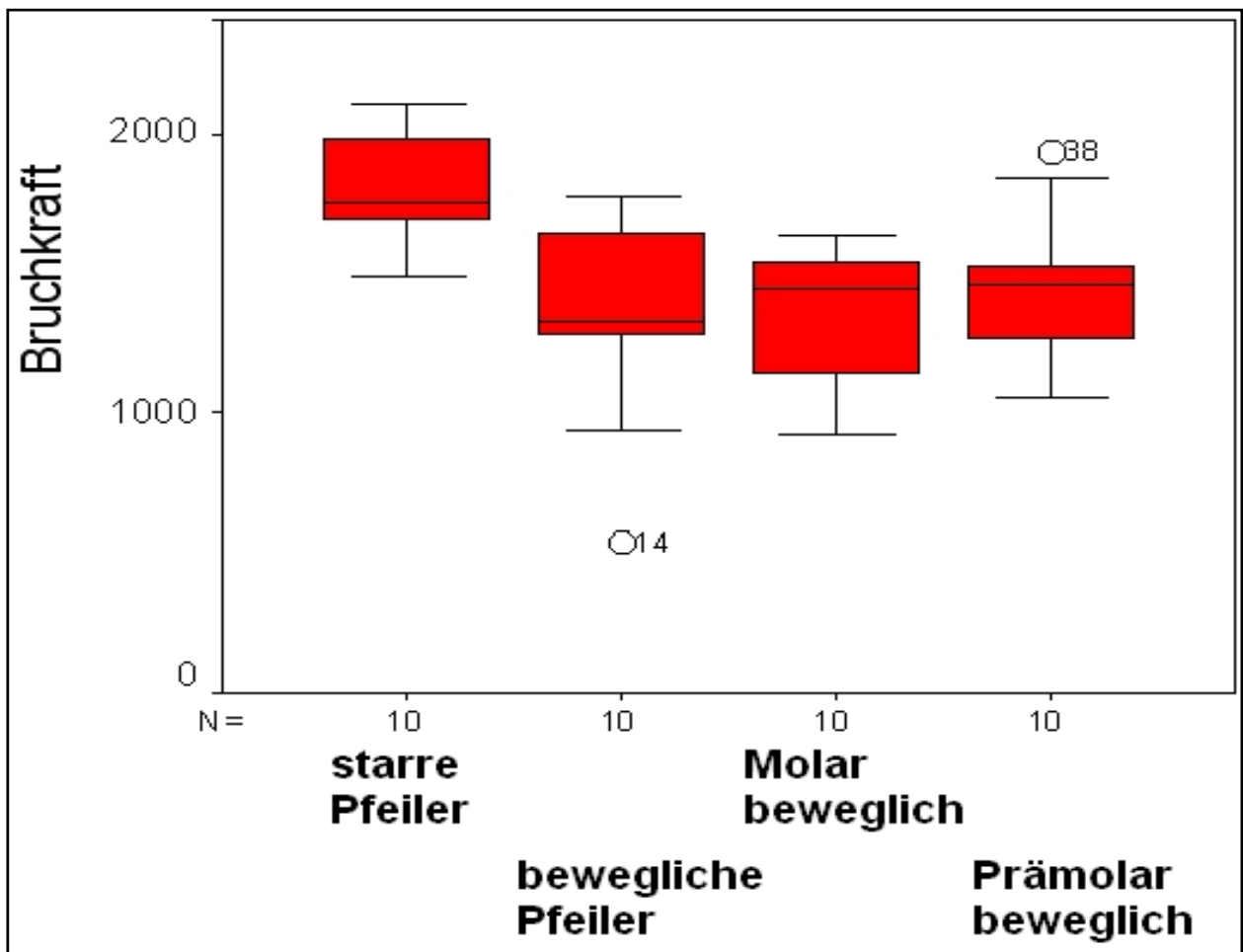


Abb. 41: Boxplot-Diagramm der gewonnenen Werte und deren statistische Auswertung

6.2 Gegenüberstellung der Bruchlastwerte und Bruchmechanismen nach Thermocycling innerhalb aller Untersuchungsgruppen

Es zeigte sich bei der anschließenden Auswertung der Ergebnisse ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Bruchlasten der Gruppe der nicht beweglich gelagerten Brücken und der Gruppe der beweglich gelagerten Brücken.

Für die erste Serie (nicht beweglich gelagerte Stümpfe) ergaben die Versuche einen Mittelwert von 1810 N. Für die Serien zwei bis vier wurden Mittelwerte zwischen 1331 N (relative Differenz von 26,46 %) und 1460 N (relative Differenz von 19,33 %) errechnet. Die Mittelwerte differieren also um einen Wert von 500 N (± 100 N) zwischen Gruppe 1 (nicht beweglich) und den Gruppen 2 bis 4 (beweglich).

Ein statistisch nicht signifikanter Unterschied ergab sich bei der Auswertung der Ergebnisse der drei nicht beweglichen Versuchsgruppen untereinander. Hier differieren die Mittelwerte lediglich um 130 N, wobei bei den Einzelwerten Überschneidungen in den Minima und Maxima zu beobachten sind, die eine Signifikanz in diesem konkreten Fall ausschließen.

Zur Relevanz der Werte kann gesagt werden, dass die gemessenen Bruchlasten über der maximalen Kaukraft von 800 N liegen und somit den Anforderungen von Brückenzahnersatz im Seitenzahngebiet genügen.

Legt man jedoch den in Punkt 2.3. genannten Maximalwert von 1000 N als mögliche Kaubelastung zugrunde, muss man dies bei der Gestaltung und beim Einsatz der Brückengerüste beachten (Gestaltung der Konnektoren, Stärke der Kronenkäppchen), da einige Kraft-Minima der Brückengerüste diese Belastung unterschreiten.

Zu den Bruchmechanismen kann gesagt werden, dass jede einzelne Serie für sie typische Bruchverläufe aufweist.

7. Diskussion

7.1 Diskussion der Methodik

7.1.1 Stumpfmateriale

Als Stumpfmateriale bei in-vitro-Bruchlastversuchen nennt die Literatur zwei Möglichkeiten: die Verwendung von natürlichen Zähnen und künstliche Stümpfen.

KAPPERT und STRUB stellten in einer Studie fest, dass bei Verwendung von natürlichen Zähnen eine sehr große Streuung der Ergebnisse nicht etwa durch den Bruch der Keramik, sondern durch Frakturen in den Stümpfen verursacht wurden, da diese schon vorher mit Rissen durchzogen waren. [77; 179]

PLEIMES stellte fest, dass das unterschiedliche Alter natürlicher Zähne und die damit verbundene Lagerzeitenabweichung sowie die individuelle Zahnstruktur zu einer Streuung der Versuchsergebnisse führen. [140]

Im Gegenzug konnten in der Literatur auch Studien gefunden werden, bei denen natürliche Zähne verwendet wurden:

- TUNTIPRAWON et al., 1996 [192]
- KAPPERT und STRUB [77; 179]
- ZIDAN O., Ferguson G.C., 2003 [200]

Nach MÖRMANN wirkt sich die Gestaltung der Stümpfe (Art der Präparation, Konizität, Länge und Umfang) direkt auf die aufgenommenen Kräfte aus. Da diese Einflüsse auszuschließen waren, wurde auf die Verwendung natürlicher Zähne verzichtet.

Die Verwendung natürlicher Stümpfe lässt derartige Vergleichswerte nicht zu, da keine standardisierten Präparationsformen möglich sind.

Dies ist der Grund, warum sich auch andere Autoren für Metallstümpfe entschieden haben. [126; 144;180; 198; 199; 194]

Die verwendeten Metallstümpfe wurden nach Vorgaben der Firma 3M-Espe® hergestellt, die diese Werte von eigens dafür vermessenen Prämolaren- und Molarenstümpfen ableitete. Die Stümpfe wurden weitestgehend anatomisch gestaltet (Stumpf- und Wurzelform), lediglich die kugelige Ausführung des Apex wich von dieser ab, um eine axiale Einleitung der Kraft in den Sockel zu ermöglichen. [77] Die ballige Gestaltung des Apex sorgte aber dafür, dass sich die Probekörper nur in horizontaler Richtung bewegen können und sich dadurch vom beweglich gelagerten natürlichen Zahn unterscheiden.

Weiterhin wurden die gewählten Präparationsanforderungen und die daraus resultierenden Keramikstärken durch Aussagen verschiedener Studien unterlegt. [1]

Für die klinische Erfolgswahrscheinlichkeit vollkeramischer Brücken ist entscheidend, dass die Werkstoffe im Druckversuch fünf- bis zehnmal höhere Festigkeitswerte haben als bei Biegung oder Zugbelastung. Deshalb kommt der Statik der Brücke eine hohe Bedeutung zu. Wichtig sind hierbei das Design und die Querschnittsfläche der Verbinder zu den Brückengliedern. Dabei sollen die Mindestmaße von 16 mm² für Brückengerüste aus Silikat- oder infiltrierten Oxidkeramiken sowie von 12 mm² bei Brückengerüsten aus Zirkonoxidkeramik in oval-vertikaler Ausrichtung nach Möglichkeit nicht unterschritten werden. [92]

KAPPERT stellte 1995 fest, dass das Spröbruchverhalten keramischer Werkstoffe die Hauptursache für das Versagen von vollkeramischem Zahnersatz ist. Um die Langlebigkeit der Restauration zu erhöhen, wird eine Keramikmaterialstärke von 0,8 bis 1,2 mm gefordert. [79]

Es fanden sich keine Hinweise auf eine erhöhte Bruchfestigkeit von Vollkeramikkrone durch eine größere Kronenstärke. [121; 150]

Es kommt laut TINSCHERT et al. bei einer Vergrößerung der Keramikdicke sogar zu einer höheren statistischen Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Materialfehlers, der sich negativ auf die Bruchfestigkeit auswirkt. [188]

Metallstümpfe weisen ein deutlich höheres Elastizitätsmodul auf als natürliche Zähne (200 GPa); somit konnte gewährleistet werden, dass sich lediglich die veränderte Beweglichkeit auf die Bruchlast auswirkt und nicht etwa ein vorzeitiger Bruch der Stümpfe. [156] Nach BODEIT erlaubt nur ein starrer Metallstumpf die vergleichende Untersuchung der Beweglichkeit, obwohl er zu einer generellen Erhöhung der Bruchfestigkeit führt. [59]

Die von FENSKE et al. und MEYER et al. beschriebenen Auswirkungen der Stumpfform und Stumpfabmessungen auf die Festigkeit sollte hier nicht untersucht werden. [51; 52; 121]

Trotzdem fordert ROSENTRITT et al. den Ersatz von Metallstümpfen durch Materialien mit größerem klinischen Bezug. [167 ; 60 ; 98; 147]

7.1.2 Pfeilerbeweglichkeit

Um die Resilienz der Pfeilerzähne vergleichbar zu simulieren, galt es, in der Literatur entsprechende Angaben zu finden.

MÜHLEMANN fordert eine künstliche Beweglichkeit des Zahnes bei einer Krafteinwirkung von 5 N von $100 \pm 30 \mu\text{m}$ in horizontaler und $65 \pm 21 \mu\text{m}$ in vertikaler Richtung. Diese Werte entsprechen der physiologischen Zahnbeweglichkeit. [128; 129]

Insbesondere einer erhöhten sowie ungleichmäßigen Pfeilerzahnbeweglichkeit wird ein nachteiliger Effekt auf die Haltbarkeit von Zahnersatz zugeschrieben. Bisherige Untersuchungen an vollkeramischen Brücken zeigten eine deutliche Abnahme der Bruchfestigkeitswerte bei beweglicher Lagerung beider Pfeilerzähne. [80; 143]

Das angewendete Verfahren muss die normale Beweglichkeit von natürlichen Zähnen und die ankylotische Verankerung der Implantate auf den in vitro Versuch übertragen. Geläufige Verfahren zur Nachahmung der Beweglichkeit eines natürlichen Zahns stellen die Ummantelung des Wurzelbereichs mit beweglichen Materialien wie Gummiringen, Silikon oder Kunststoffschläuchen dar. Für diese Studie, in der die „physiologische“ Zahnbeweglichkeit (aus Rateitschak) simuliert wurde, empfiehlt KAPPERT eine Ummantelung der Stümpfe mit Schrumpfschlauch und Einbettung in Kunststoff. [149; 80]

7.1.3 Zementierungsart

Zu Beginn dieser Studie musste geklärt werden, ob die Restaurationen konventionell zementiert oder adhäsiv eingesetzt werden sollten.

Um eine ausreichende Stabilität vollkeramischer Restaurationen zu gewährleisten, rät McCOMB zur Verwendung von Resin-Zementen. Auch EDELHOFF empfahl 1999 die adhäsive Eingliederung von IPS Empress 2-Brücken. Laut Hersteller 3M-ESPE® können Brückenversorgungen dieser Studie konservativ eingesetzt werden. [120; 43]

Der zentrale Grund für die Entscheidung eines Befestigungsverfahrens für alle Systeme war, die Vergleichbarkeit zu wahren. Warum die Wahl auf die konventionelle Zementierung fiel, soll im Folgenden kurz dargestellt werden.

Einerseits spricht PAPE davon, dass der Werkstoff Keramik mittels herkömmlicher dentallabortechnischer Möglichkeiten nicht ätzbar sei, was eine adhäsive Restaurationseingliederung in Frage stelle. Andererseits werden wohl viele Zahnärzte momentan noch die konventionelle Einsetztechnik bevorzugen.

PAPE et al. gaben an, dass innerhalb seiner prospektiven Studie, bei der IPS Empress® Frontzahnkronen zum einen konservativ zementiert und zum anderen adhäsiv eingegliedert wurden, kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Frakturrate der beiden Gruppen feststellbar war. [136]

POSPIECH diskutierte die Vor- und Nachteile der adhäsiven und konventionellen Befestigung. [141] Er kommt bei Restaurationen, deren Präparationsrand vollständig innerhalb des Dentins liegt, zu der Schlussfolgerung, dass sich keine Vorteile ergeben, aber eine ganze Reihe klinischer Nachteile beim wesentlich aufwendigeren Klebverfahren zu akzeptieren seien.

Grundsätzlich musste noch innerhalb der konservativen Zementierung zwischen dem Zink-Phosphat-Zement und dem Glas-Ionomer-Zement (GIZ) entschieden werden. Entscheidend hierbei waren werkstoffkundliche Eigenschaften und die Einfachheit des Verfahrens, während klinische Aspekte, wie zum Beispiel die kariostatische Fluoridabgabe bei GIZ, nicht entscheidend waren.

Darüber hinaus kam FERRARI in seiner Studie zu dem Ergebnis, dass Dicor®-Kronen, die mit GIZ zementiert wurden, eine kleinere marginale Zementfuge zeigten als solche, die mit Phosphatzement eingesetzt wurden. [53] In wieweit der adhäsive Verbund einen festigkeitserhöhenden Effekt ausübt, kann nicht beurteilt werden, da es keine Kontrollgruppe mit dieser Befestigung gab.

Aufgrund ihrer Studie kamen EDELHOFF et al. hingegen zu dem Ergebnis, IPS Empress®-Kronen gegebenenfalls konventionell einzugliedern, da das adhäsive Eingliederungsverfahren auf ungünstige Befestigungsbedingungen viel sensibler reagiert. [43] Die durchschnittlichen Bruchlastwerte bei adhäsiver Zementierung waren signifikant höher, als bei konventioneller Befestigung. Diese Erhöhung wird durch den innigen mikromechanischen und chemischen Verbund von Silan, Komposit und Keramik erreicht. [Stewart et al. 2002]

Die verminderte Bruchfestigkeit bei nicht adhäsiver Zementierung kann auf einen mangelnden Haftverbund der konventionellen Zemente per se zurückgeführt werden. Da die in diesem Versuch getesteten Brückengerüste jedoch nicht mit abziehenden Kräften belastet wurden, ist dieser Aspekt zu vernachlässigen. Zemente, wie Glasionomer- und Zinkoxidphosphatzement, sind den Kompositen in deren physikalischen Eigenschaften unterlegen. [69]

Durch die mikroretentive Verankerung und chemische Bindung (Silanhaftvermittler) des Komposits an den konditionierten Schmelz- und Keramikoberflächen werden

belastungsinduzierte interne Scherspannungen der Restauration durch Mitbeanspruchung des Befestigungskomposits und der Restzahnschicht reduziert und teilweise in keramikgerechte Druckspannungen umgewandelt. [191]

Die Stabilität des adhäsiv restaurierten Zahnes (Zahn-Komposit-Keramik-Verbund) ist größer als die der einzelnen Verbundkomponenten; werkstoffmechanische Schwächen der Keramik, insbesondere die ungenügende primäre Biegefestigkeit und die geringe Risszähigkeit, können dadurch weitgehend kompensiert werden. [67]

Abschließend kann gefolgert werden, dass bei adhäsiver Befestigung die Präparationsformen und die daraus resultierenden Keramiksichtstärken einen wesentlich geringeren Einfluss auf die Frakturanfälligkeit eines Zahnes haben. [10]

7.1.4 Wasserlagerung und Thermocycling

Die vorliegende Untersuchung verlief unter in-vitro-Bedingungen, wobei die künstliche Alterung in Form des zyklischen Temperaturwechsels sowie die Lagerung in Wasser (Hydrolyse) die Bedingungen in der Mundhöhle annähernd zu imitieren versuchte [102; 160; 89]. Das Thermocycling von 5° bzw. 55° nach GRAEF erscheint in Anbetracht der Tatsache, dass beim Essen zeitnah Temperaturmaxima und -minima auftreten können, ebenfalls von klinischer Relevanz. [107]

In-vitro-Untersuchungen stellen eine rasche Methode zur Evaluation dentaler Restaurationsmaterialien und Techniken dar und zeichnen sich im Vergleich zu klinischen Studien durch eine hohe Standardisierbarkeit der Testbedingungen aus. [101]

Eine Simulation weiterer oraler Einflüsse, wie zyklische Belastungen, die zu einem langsamen subkritischen Risswachstum [LAUER et al. 1996] und letztendlich zu einem Versagen der keramischen Restauration führen können [13; 113], wurden in dieser In-vitro-Studie nicht berücksichtigt.

Verschiedene Autoren geben zur Imitation des korrosiven Milieus der Mundhöhle physiologische Kochsalzlösung [176], zum Teil mit Milchsäure versetzt [13], Wasser [38; 23; 21; 34], destilliertes Wasser [48], 0,5% Chloraminlösung [153] und Kunstspeichel [80] als Lagermedium an.

Um die Daten einer Festigkeitsprüfung auf eine klinische Überlebensrate übertragen zu können, sollte nach KELLY et al. die kritische Bruchlast den klinischen Bedingungen entsprechen; weiterhin sollten die Einflüsse der Mundhöhle berücksichtigt und in der Laboruntersuchung simuliert werden. [82]

Die Rissausbreitung und das Bruchverhalten sollten in Ausmaß und Verteilung analysiert werden, um eine klinische Relevanz zu erhalten. Aufgrund der Tatsache, dass Feuchtigkeit durch korrosive Interaktionen die Festigkeit in negativem Maße beeinflusst, sollten Festigkeitsuntersuchungen ausschließlich unter Feuchtigkeitszutritt vorgenommen werden [83; 84]. Diesen Forderungen wurde in der vorliegenden Laboruntersuchung durch die künstliche Alterung im Thermocycling sowie durch die Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung ausreichend Rechnung getragen.

7.1.5 Bruchlastversuche / Der 3-Punkt-Biegeversuch

Die Festigkeitseigenschaften der vollkeramischen Restaurationen wurden in der vorliegenden Untersuchung durch überkritische Belastung in der Universalprüfmaschine Zwick® bestimmt. Die Werkstoffprüfung in Form der Bruchfestigkeitsuntersuchung wurde gewählt, um die maximale Festigkeit der Prüfkörper zu ermitteln. Die in der vorliegenden Studie angewandte vertikale Belastungsrichtung in der Zentralfissur wurde bereits von anderen Autoren beschrieben [21; 14; 48].

Zur Ermittlung der Festigkeitseigenschaften von Werkstoffen werden in-vitro-Belastungstests unter genormten Bedingungen durchgeführt. Diese nach DIN 13952 (Dreipunktbiegeversuch) oder DIN 51110 (Vierpunktbiegeversuch) durchgeführten Versuche besitzen einen werkstoffkundlichen Charakter und haben aufgrund der abweichenden Prüfkörpergeometrie eine geringe praxisrelevante Aussagekraft.

7.1.6 Versuchsdurchführung

In der vorliegenden Studie wurde die Vorschubbewegung der Zwick®-Maschine auf 1mm/min eingestellt; andere Studien wurden mit Werten zwischen 0,5 und 10 mm/min durchgeführt. Auf die gemessenen Bruchlasten hat die Vorschubbewegung keinen statistisch relevanten Einfluss, ließ den Pfeilern jedoch genügend Zeit zur Auslenkung.

Für die zu verwendende Vorlast finden sich in der Literatur Werte zwischen 5 und 20 Newton, so dass mit den hier verwendeten 10 N ein Mittelwert gewählt wurde.

Die Zwick®-Maschine registrierte den Bruch der Restauration bei einem 30-prozentigen Kraftabfall, wobei der Bruch der Restauration gleichfalls durch ein deutlich hörbares Knacken begleitet war.

Auf eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung und Bewertung initialer Risse wurde an dieser Stelle verzichtet, was aber in weiterführenden Studien in die Fragestellung mit einbezogen werden könnte. Ebenso bleibt die Frage offen, inwiefern sich eine Verblendung der keramischen Brückengerüste auf die Festigkeit des Gesamtsystems auswirkt. [147; 177; 182]

7.2 Zusammenfassende Bewertung und Diskussion der Ergebnisse

Es fand sich in der Literatur eine Vielzahl ähnlich gelagerter In-vitro-Studien zu Brücken und Kronen aus Zirkondioxid.

Um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, eventuell eine spätere in-vivo-Testung zu ermöglichen, sollten sich das Versuchsdesign und die Durchführung der Messungen an diese Prämissen halten.

Die getesteten Zirkondioxidgerüste sollten in ihrer Bruchlast mindestens die Vorgaben erfüllen, die in der Literatur als maximale Kaubelastung angegeben wurden. Die geforderten Werte von KÖRBER und LUDWIG (298 N +- 37N), TINSCHERT

(Sicherheitsaufschlag von 200 N auf 500 N) sowie KELLY und KIKUCHI (max. 880 N bei Bruxismus) galten als zu erreichende Vorgaben. [84 ; 93] Berücksichtigt man die Tatsache, dass bei Dauerbelastung der Keramik ein unterkritisches Risswachstum auftreten kann, welches die Brückengerüste schwächt (Schwächung bis zu 50%), so sollten auch Kräfte von 1000 N unbeschadet überstanden werden, um einem Bruch vorzubeugen. [170; 171]

Demnach kann festgestellt werden, dass die Brückengerüste aller vier getesteten Serien diese Werte erreicht bzw. überschritten haben (1. Serie: 1810 N; 2. Serie: 1359 N; 3. Serie: 1331 N; 4. Serie: 1460 N).

Deutlich wurde während der Auswertung der signifikante Unterschied in den Bruchlasten zwischen den komplett starr gelagerten (Serie 1) und den beweglich gelagerten Brücken (Serien 2-4). Dies wird durch KAPPERT bestätigt, der feststellte, dass vollkeramische Brücken, deren Pfeilerzähne beweglich gelagert werden, einen durchschnittlich dreimal niedrigeren Bruchlastwert gegenüber starr verankerten Brücken haben. [80]

Der verwendete Schrumpfschlauch (Typ HSR) der Firma 3M Espe[®] ermöglichte zwar eine höhere Beweglichkeit der Messingstümpfe im Vergleich zu natürlichen Zähnen, wird jedoch in mehreren anderen In-vitro-Studien verwendet und ist auf die in-vivo-Situation übertragbar. [80]

Durch die angefertigten Fotos der Prüfkörper nach erfolgter Bruchlastmessung konnte der Bruchlinienverlauf der einzelnen Serien miteinander verglichen werden. Es zeigten sich für jede einzelne Serie relativ gleiche Verläufe der Bruchlinien. Bei einigen Brücken kam es, bedingt durch zweifachen Bruch, zu einer Herauslösung ganzer Brückenteile. Dies lässt die Vermutung zu, dass durch die hohe aufgenommene Bruchlast, die relative Starre und das hohe E-Modul der Messingpfeiler das Fragment aus dem Brückenverbund herausgetrennt wurde. In weiterführenden Studien sollte versucht werden, diese Fehlerquelle auszuschalten.

PRANGEMEIER fand in ihrer Studie einen Zusammenhang zwischen den verwendeten Stumpfmaterialien (Stümpfe aus Messing, Zirkondioxid, glasfaserverstärktem Kunststoff) und den Bruchverläufen. [144]

Insgesamt bietet die Messung der Bruchlasten an Brückengerüsten aus Zirkondioxid in der nahen Zukunft noch mehrere Aspekte, die es zu untersuchen gilt. So wurde in dieser Simulation die Kraft orthograd auf das Zwischenglied geleitet. Bei der natürlichen Kautätigkeit auftretende seitliche Belastungen sowie Lastspitzen auf den Molaren bzw. Prämolaren wurden hierbei nicht berücksichtigt. [187]

Ein weiterer Aspekt, den es zu untersuchen gilt, ist, inwieweit sich die Verblendung der Gerüste auf die Bruchlast auswirkt.

7.3 Klinische Schlussfolgerung

Die in dieser In-vitro-Studie ermittelten Bruchlasten lagen über den geforderten Werten für eine festsitzende Seitenzahnrestauration. Um im klinischen Einsatz prothetischen Komplikationen vorzubeugen, sollte jedoch die Beweglichkeit bei der Versorgung mit Verbundbrücken berücksichtigt werden. Dies kann durch die Planung der Implantation, die Gestaltung der Brückengerüste sowie eine entsprechende Pfeileranzahl und –konfiguration erfolgen. Wenn die angesprochenen Kritikpunkte bei der prothetischen Planung und Konstruktion im Dentallabor und in der Praxis vermieden werden, wird man zukünftig noch besser in der Lage sein, das Risiko eines Misserfolgs zu minimieren.

Weiterhin ist zu erwarten, dass die Verblendung der Gerüste mit entsprechenden Verblendkeramiken eine Erhöhung der Bruchfestigkeit bewirkt. Diese gilt es, in einer weiterführenden Studie zu untersuchen. Sollte sich dies bewahrheiten, so stellt die Versorgung mit vier- und mehrgliedrigen Brücken aus Zirkondioxid eine zunehmend interessante und ästhetisch anspruchsvolle Behandlungsalternative dar. Parallel dazu sollte weiter an der in-vivo-Erprobung und Datenerhebung gearbeitet werden.

8. Zusammenfassung

In dieser in-vitro-Untersuchung wurde der Einfluss einer unterschiedlichen Pfeilerbeweglichkeit auf die Bruchfestigkeit von Zahn-Zahn, kombiniert Zahn-Implantat gelagerten und rein Implantat gelagerten Brücken aus Vollkeramik untersucht.

Hierzu wurden vollkeramische Brücken gleicher Dimension zum Ersatz eines oberen Prämolaren und Molaren hergestellt. 40 Brücken wurden auf Modellen gefertigt, deren Pfeiler verschiedene Beweglichkeiten besaßen.

Aufgeteilt in vier Gruppen wurde die Beweglichkeit der Pfeiler unterschiedlich eingestellt, um eine Versorgung auf natürlichen Zähnen und Implantaten sowie deren Kombination zu simulieren.

Die Prüfkörper aller vier Serien wurden nach der Zementierung mit Phosphatzement in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Einen Tag später wurden alle Proben einer thermischen Wechsellast im Thermocycling unterzogen. Anschließend wurde die Bruchfestigkeit der Brücken mithilfe einer Universalprüfmaschine bestimmt, wobei die Kraffteinleitung zentral auf das Brückenzwischenglied erfolgte.

Die gemessenen Bruchfestigkeitswerte rechtfertigen den klinischen Einsatz von Brücken aus Zirkondioxid-Keramik bei ausreichender Dimensionierung als Gerüstmaterial für Zahn-Zahn, Zahn-Implantat getragene und rein Implantat getragene Brückenkonstruktionen zum Ersatz eines Molaren. Mittels Mann-Whitney-U-Rangsummentest konnte ein signifikanter Bruchfestigkeitsunterschied der Brücken (beide Brückenpfeiler beweglich/starr, beweglicher Prämolar/Molar) festgestellt werden. Die Ergebnisse sprechen für einen Einfluss der Pfeilerbeweglichkeit auf die Verbundkonstruktion.

9. Summary

The objective of this in-vitro-study was to analyse the influence of tooth resilience in correlation to the fracture strength of tooth-tooth, tooth-implant and purely implant stored four-unit zirconium-oxide bridges constructed with the LAVA[®] - CAD/CAM-System.

The 80 dies were embedded in Paladur Clear[®] (Heraeus Kulzer); whereby a defined mobility of the dies was reached using heat shrink tubing (3M, type HSR) which was wrapped around the dental roots. 40 full-ceramic bridges of the same dimension were made to substitute an upper premolar and molar. The bridges were fabricated on models whose dies had different resilience.

Split into four groups, the mobility of the dies was adjusted to simulate the different resilience's around natural teeth, implants and the combination of both. The test bodies were split into four groups after having been cemented conventionally with zinc-oxide-phosphate cement (Hoffmann[®] Berlin) and were then stored in 0,9% Sodiumchloride-solution for 21 days. The bridges were then aged artificially by thermocycling. The breaking strength of the bridges was then analysed using the Zwick[®]-machine (model Z010/TN2A, Roell[®]).

The measured fracture strength values justify the clinical application of the LAVA[®] - ZrO₂-ceramics with sufficient dimensions as a scaffolding material for tooth to tooth, tooth to implant and purely implant supported four unit bridge constructions to substitute an upper molar. The results of the fracture strength tests were analysed and described statistically with the Mann-Whitney-U-Test. A significant difference in the fracture strength of the bridges could be ascertained on account of different types of bridge support and the resilience of the abutment teeth.

The results speak for an influence of the die-resilience on the fracture strength of all ceramic cantilever bridges.

10 Literaturverzeichnis

1. **3M ESPE®**
LAVA Informationsbroschüre. 2003.
2. **Adamczyk E., Spiechowicz E.**
Plaque accumulation on crowns made of various materials.
Int J Prosthodont 1990; 3: 285-291.
3. **Aida M., Hayakawa T., Mizukawa T.**
Adhesion of composite to porcelain with various Surface conditions.
J Prosthet Dent 1995; 73 (5): 464-470.
4. **Andersson M., Oden A.**
A new all-ceramic crown
A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain.
Acta Odontol Scand 1993; 51 (1): 59-64.
5. **Ardlin B.I.**
Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and
bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural
strength and surface.
DentMater 2002; 18: 590-595.
6. **Anusavice K.J., Gray A.E.**
Influence of framework design, contraction mismatch, and thermal history on
porcelain checking in fixed partial dentures.
DentMater 1989; 5(1): 58-63.

- 7. Babenhauserheide K.**
Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit und zum Verlauf der Bruchflächen verschiedener Stiftstumpfaufbausysteme nach künstlicher Alterung.
Zahnmed. Diss., FU Berlin 2004.
- 8. Becker J., Heidemann D.**
Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1993; 611-617.
- 9. Becker, J.**
CAD/CAM in der Zahnmedizin.
ZWR 1996; 105: 119-125.
- 10. Behr M.**
Festsitzender Zahnersatz kleben oder zementieren?
ZM Online 2007.
- 11. Besek M., Mörmann W. H., Lutz F.**
The curing of composites under Cerec inlays.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 1995; 105(9): 1123-1128.
- 12. Blatz M.**
Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations.
Quint Int, 2002; Volume 33, Number 6, 415-425.
- 13. Bieniek K., Marx R.**
Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 1994; 10483: 284-289.
- 14. Bremer B.D., Geurtsen W.**
Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites.
Am J Dent. 2001; 14(4): 216-220.

- 15. Breustedt A.**
Zahnärztliche Keramik.
VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin 1968.
- 16. Broek D.**
Elementary engineering fracture mechanics.
Sijthoff & Noordhoff, Alphen aan den Rijn 1978.
- 17. Broek D.**
Lineare Bruchmechanik.
Verlag Springer Berlin Heidelberg 2007
- 18. Broek D.**
The Practical Use of Fracture Mechanics.
Kluwer, Dordrecht 1988.
- 19. Brunski J.B.**
Biomechanics of oral implants: future research directions.
J. Dent Educ 1988; 52: 775-787.
- 20. Brunski J.B.**
Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface.
Clin Mater 1992; 10(3): 153-201: Review.
- 21. Brunton P.A., Cattell P., Trevor Burke F.J., Wilson N.H.**
Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials.
J Prosthet Dent 1999; 82(2): 167-171.
- 22. Buch R.S.R., Weibrich G., Wagner W.**
Erfolgskriterien in der Implantologie, Criteria of success in implantology.
Mund-, Kiefer-, Gesichts Chir 2003; 7: 42-46.

- 23. Burke F.J., Fleming G., Nathanson D., Marquis P.**
Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence.
J Adhes Dent Vol.2002; 4: 7-22.
- 24. Burke F.J.**
The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns.
Quintessence Int 1995; 26(4): 293-300.
- 25. Burke F.J.**
Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation.
Quintessence Int 1996; 27(2): 115-121.
- 26. Burke F.J.**
Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns.
J Dent 1999; 27(3): 169-173.
- 27. Castellani D., Baccetti T., Giovannoni A., Bernardini U.D.**
Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 1994; 7(2): 149-154.
- 28. Chai J.**
Probability of fracture of all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 2000; 13(5): 420-424.
- 29. Chan C., Weber H.**
Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study.
J Prosthet Dent 1986; 56(6): 666-671.
- 30. Chen H.Y., Hickel R., Setcos J., Kunzelmann K.-H.**
Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD/CAM and pressed ceramic crowns.
J Prosthet Dent 1999; Vol.82 Nr.4: 468-475.

- 31. Chung K., Duh J.**
Properties of glass-ceramic materials for fixed partial denture construction.
J Oral Reh 1996; 23: 590-598.
- 32. Clark, M.T., Richards M.W., Meiers J.C.**
Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements.
J Prosthet Dent 1995; 74(1): p. 18-24.
- 33. Clahsen H., Stockhausen R.**
Vergleich des LAVA[®] Systems.
dti – dental Fachlabor für dentalkeramische Systeme 2006.
- 34. Cötert H.S., Sen B.H., Balkan M.**
In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations.
Int J Prosthodont 2001; 14(4): 374-380.
- 35. Derand T.**
Stresses in the anchor crowns of a metal-ceramic bridge in model experiments
J Oral Reh, 1981, Vol.8, 75-79
- 36. Derand T.**
Stresses in cantilever metal-ceramic bridge in model experiments.
J Oral Reh 1981; Vol 8: 107-111.
- 37. Derand, T.**
The influence of the cement layer on the strength of porcelain crowns subjected to frequent loading.
Odontol Revy 1975; 26(3): p. 239-244.
- 38. Dietschi D., Maeder M., Meyer J.M., Holz J.**
In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth.
Quintessence Int 1990; 21(10): 823-831.

- 39. Doyle, M.G.**
The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns.
Int J Prosthodont 1990; 3(4): 327-340.
- 40. Duret F., Blouin J.L., Duret B.**
CAD/CAM in dentistry.
J Am Dent Assoc 1988; 117 (6): 715-720.
- 41. Edelhoff D.**
Aufbau endodontisch behandelter Zähne.
LMU München, 2003.
- 42. Edelhoff D., Spiekermann H., Rübber A., Yildirim M.**
Kronen - und Brückengerüste aus hochfester Preßkeramik.
Quintessenz 1999; 50(2): 177-189.
- 43. Edelhoff D., Horstkemper T., Richter E.-J., Spiekermann H., Yildirim M.**
Adhäsiv und konventionell befestigte Empress-1-Kronen.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2000; 55(5): 326-330.
- 44. Edelhoff D., Sørensen J.A.**
Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth.
Int J Periodontics Restorative Dent 2002; 22(3): 241-249.
- 45. Eichner K.**
Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1963; 18(17): 915-924.
- 46. Eichner K.**
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1+2.
Hüthig Verlag, Heidelberg 2000.

- 47. Eichner K., Kappert H.F.**
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Hüthig Verlag, Heidelberg 1996; 326-366.
- 48. Esquivel-Upshaw J.F., Anusavice K.J., Yang M.C., Lee R.B.**
Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays.
Int J Prosthodont 2001;14(2): 109-114.
- 49. Fanzott S.M.**
Technische Keramik. Rohstoffe, Eigenschaften und Einsatzgebiete.
Verlag Moderne Industrie, Landsberg/Lech 1987.
- 50. Feher A., Mörmann W.H.**
Die Ausarbeitung von Keramik-Restaurationen mit superfeinen
Diamantinstrumenten.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 1995; Vol.105: 4.
- 51. Fenske C., Jarren M.P., Sadat-Khonsari M.R., Jüde H.D.**
In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in
Abhängigkeit von der Stufenbreite.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1999; 54: 732-734.
- 52. Fenske C., Münz N., Schildbach O., Sadat-Khonsari M.R., Jüde H.D.**
In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit vollkeramischer In-Ceram-Kronen in
Abhängigkeit von der Stufenbreite.
Studie an der Universität Hamburg 2000.
- 53. Ferrari M.**
Cement thickness and micro leakage under Dicor crowns: an in vitro
investigation.
Int J Prosthodont 1991; 4, 126.
- 54. Ferro K.J., Myers M.L., Graser G.N.**
Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered
crowns of ceramic copings.

- J Prosthet Dent 1994; 71(5): 462-470.
- 55. Foxton R.M., Pereira P., Nakajima M., Tagami J., Miura H.**
Long-term durability of the dual-cure resin cement/silicon ceramic bond.
J Adhes Dent 2002; 4:125-135.
- 56. Freese A.S.**
Porcelain fused to irido-platinum crowns.
J. Prosth. Dent. 1996; 75: 18-32.
- 57. Freesmeyer W.B., Wilde Th., Roggensack M., Wulfes V.**
CAD/CAM gefertigte Kronen im direkten Vergleich.
Dental-labor 1995; XLIII: 61-64.
- 58. Friese S.D.**
Microfacette statt Microtrauma, eine Alternativlösung.
Phillip J 1994; 1-2: 17-22.
- 59. Funk M.**
In-vitro-Untersuchung zur Korrelation von Präparationsdesign und klinischer Haltbarkeit CAD /CAM –gefertigter Zirkondioxidkronen.
Zahnmed. Diss. LMU München 2007.
- 60. Gale M.S., Darvell B.W.**
Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations.
J Dent 1999; 27: 89-99.
- 61. Garvie R., Hannik R., Pascoe R.**
Ceramic Steel?
Nature 1975; 258, 703.
- 62. Geis-Gerstorfer J., Fäßler P.**
Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dental- Keramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1999; 54: 692-694.

- 63. Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P.**
Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und InCeram.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1992; 47: 618-621.
- 64. Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P., Pröbster L., Weber H.**
Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer Kronen-und Brückensysteme.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1993; 48: 685-691.
- 65. Graber G., Besimo C.**
Das DCS-Hochleistungskeramik-System.
Quintessenz Zahntech 1994; 20: 57-64.
- 66. Groten M., Pröbster L.**
The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns.
Int J Prosthodont 1997; 10(2): 169-77.
- 67. Hahn R., Wolf M., Breunig A.**
Hochleistungskeramik-eine aktuelle Standortbestimmung.
Phillip J 1996; 9-10: 311.
- 68. Heinze S.D.**
Brücken aus vollkeramischen Material (IPS Empress II), Indikationen, klinische Aspekte und Prognose.
Ivoclar-Vivadent Report 1989; 12: 11-31.
- 69. Hellwig E.**
Einführung in die Zahnheilkunde.
Urban & Schwarzenberg München 1999.

- 70. Hessel J.**
Belastbarkeitsmessungen an Prämolaren und Molaren in Abhängigkeit von Wurzelform und Einbettiefe.
Köln, Med Diss. 1976.
- 71. Hino T.**
A mechanical study on new ceramic crowns and bridges for clinical use.
Osaka Daigaku Shigaku Zasshi 1990; 35(1): 240-267.
- 72. Hino T.**
Strength evaluation of castable glass ceramic crown and castable glass ceramic bridge.
Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi 1988; 32(6): 1336-1344.
- 73. Hoffmann-Axthelm W.**
Lexikon der Zahnmedizin.
Quintessenz, Berlin 1983.
- 74. Hölsch W., Kappert H.F.**
Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1992; 47: 621-623.
- 75. Jeong S.-M., Ludwig K., Kern M.**
Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations.
Int J Prosthodont 2002; Vol.15, Nr. 2.
- 76. Kappert H.F.**
Festigkeit von DCS-Zirkoniumdioxidkronen verblendet mit Vitadur D und Triceram.
ZWR 110 2001; Heft 3: 134-139.

- 77. Kappert H.F.**
Zur Festigkeit von Dentalkeramiken.
Zahnärztl. Mitt. 2003; 7: 42.
- 78. Kappert H.F., Krah M.**
Keramiken - Eine Übersicht.
Quintessenz Zahntech. 2001; 27, 6: 668-704.
- 79. Kappert H.F., Knipp U., Wehrstein A., Kmitta M., Knipp J.**
Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1995; 50 (9): 683-685.
- 80. Kappert H.F., Knode H., Schultheiss R.**
Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1991; 46: 129-131.
- 81. Kamposiora P., Papavasiliou G., Bayne S.C., Felton D.**
Stress concentration in all- ceramic posterior fixed partial dentures.
Quintessenz Int 1996; Vol. 27, Nr.10: 701-706.
- 82. Kelly J.R.**
Perspektives on strength.
Dent. Mater 1995; 11: 103-110.
- 83. Kelly J.R.**
Ceramics in restorative and prosthetic dentistry.
Ann. Rev. Mat. Science 1997; 27: 443-468.
- 84. Kelly J.R., Tesk J.A., Sørensen J.A.**
Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modelling.
J Dent Res 1995; 74: 1253-1258.

- 85. Kerler T.**
In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen.
Zahnmed. Diss. LMU München, 2005.
- 86. Kern M.**
Special Vollkeramik - eine Standortbestimmung.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2007.
- 87. Kern M.**
Zahnmedizin und Informatik ergänzen sich.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2007; 1: 42-52.
- 88. Kern M., Douglas W.H., Fechtig T., Strub J.R., De Long R.**
Fracture strength of all- Porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment.
J Dent 1993; 21: 117-121.
- 89. Kern M., Fechtig T., Strub J.R.**
Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures.
J Prosthet Dent 1994; Vol.71, Nr. 3: 251-256.
- 90. Kern M., Pröbster L.**
Who is Who in der Welt vollkeramischer Restaurationssysteme.
Arbeitsgemeinschaft Keramik Wiesbaden-Tübingen 2006.
- 91. Kern M., Schwarzbach W., Strub J.R.**
Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs: an in vitro study.
Int J Prosthodont 1992; Vol.5, Nr. 2: 108-113.
- 92. Kern M., Schubinski P.**
Frakturquote unter der „Scheidungsrate“. ZWL 04-2004.

- 93. Kikuchi M., Korioto T.W.P., Hannam A.G.**
The association among occlusal contacts, clenching effort and bite force distribution in man.
J Dent Res 1997; 76: 1316-1325.
- 94. Kinzel J.**
Der Zahnersatz in Jacob Callman Linderers Schrift , Lehre von den gesammten Zahnoperationen' (1834).
Zahnmed. Diss. LMU München 2003.
- 95. Kitasako Y., Burrow M.F., Nikaido T., Tagami J.**
The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement.
Dent Mater 2000; 16: 1-6.
- 96. Klaiber B., Haller B.**
Technology and progress in conservative dentistry.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1989; 44(8): 563-568.
- 97. Körber K.H., Ludwig K., Huber K.**
Experimental study of the mechanical strength of bridge frameworks for metaloceramics.
ZWR 1982; 91(6): 53-61.
- 98. Körber K.H., Ludwig K.**
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.
Dental-Labor XXXI 1983; 1: 55 ff.
- 99. Koutayas S.O., Kern M., Ferrareso F., Strub J.R.**
Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures:an in vitro study in a dual-axis chewing simulator.
J Prosthet Dent 2000; Vol.83, Nr. 5: 540-547.

- 100. Koutayas S.O., Kern M., Ferrarresso F., Strub J.R.**
Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin bonded fixed partial dentures.
Int J Prosthodont 2002; Vol.15, Nr. 3: 223-229.
- 101. Krejci I., Mueller E., Lutz F.**
Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns.
J Dent Res 1994; 73(6): 1228-1232.
- 102. Krejci I., Lutz F., Fullemann J.**
Tooth-colored adhesive inlays and overlays: materials, principles and classification.
Schweiz. Monatsschr Zahnmed. 1992; 102(1): 72-83.
- 103. Kümin P., Lüthy H., Mörmann W.H.**
Festigkeit von Keramik und Polymer nach CAD/CIM-Bearbeitung und im Verbund mit Dentin.
Schweiz. Monatsschr Zahnmed. 1993; Vol.103: 1261-1268.
- 104. Kurbad A.**
Cerec goes in Lab - the metamorphosis of the system.
Int J Comput Dent 2001; 4(2): 125-143.
- 105. Krumbholz K.**
Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken.
ZWR 1996; 3: 193-199.
- 106. Lampe K.**
Bruchlast vollkeramischer Computerkronen.
Med. Diss., Medizinische Fakultät der Universität Zürich 1996.
- 107. Lambrechts P.**
How to simulate wear? Overview of existing methods.
Dental Materials 2006; Vol.22, Issue 8: 693-701.

- 108. Lauer H.-Ch., Ottl P., Weigl P.**
Kronen und Brücken aus Vollkeramik.
In: Heidemann D. (Hrsg.): Deutscher Zahnärztekalendar 1996,
Hanser Verlag München 1996; 117-141.
- 109. Lee S.K., Wilson P.R.**
Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli.
Aust Dent J 2000; 45(2): 103-107.
- 110. Lenz J., Thies M., Wollwage P., Schweizerhof K.**
A note on the temperature of the flexural strength of a porcelain.
Dent Mater 2002; 18: 558-560.
- 111. Lin T.H., Chung K.H., Chan C.C.**
The feasibility of castable ceramic material in dental bridge construction.
Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei) 1992; 50(5): 353-358.
- 112. Luthardt R.G., Musil R.**
CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid- Keramik.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1997; 52: 380-384.
- 113. Luthardt R.G., Sandkuhl O., Reitz B.,**
Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of
single crowns.
Eur J Prosthodont Restor Dent 1999; 7(4): 113-119.
- 114. Luthardt R.G., Sandkuhl O., Herold V., Walter M.H.**
Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations.
Int J Prostodont 2001; Vol.14, Nr.2: 146-151.
- 115. Luthardt R.G., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V.,
Schnapp J.D., Kuhlisch E., Walter M.**
Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics.
J Dent Res 2002; 81(7): 487-491.

- 116. Lüthy H., Loeffel O., Hammerle C.**
Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic.
Dental Materials 2006; Vol.22, Issue 2: 195-200.
- 117. Mante F., Phillips K., Korostoff E.**
Effect of cements on the strenght of all-ceramic crowns
J Dent Res 1995; 74: 93 Abstr. 222.
- 118. Marx R., Weber M., Jungwirt H.**
Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien.
5. erg. Auflage Aachen; 2001.
- 119. McLean J.W., Hughes T.H.**
The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides.
Br Dent J 1965; 119 (6): 251-267.
- 120. McComb D.**
Adhesive luting cements - classes, criteria and usage.
Compend Contin Educ Dent 1996; 17(8): 759-773.
- 121. Meyer L.**
Zirkonoxid - extrem gut, aber auch extrem schwierig.
DGZMK Allschwil/Schweiz 2003.
- 122. Miller A., Long J., Miller B., Cole J.**
Comparison of the fracture strength of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns.
J Prosthet Dent 1992; Vol.68, Nr. 1: 38-41.
- 123. Moll D.**
Kombinationsversorgungen von Zähnen und Implantaten.
Zahnmed. Diss., Rhein.- Westfäl. TH Aachen 2006.

- 124. Mörmann W.H., Ender A., Durm E., Michel J., Wolf D., Bindl A.**
Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2007; 62: 3.
- 125. Mörmann W.H., Bindl A., Lüthy H., Rathke A.**
Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer generated crowns.
Int J Prosthodont 1998; Vol.11, Nr.4: 333-339.
- 126. Mörmann W.H.**
Die Cerec CAD/CIM Methode in der dritten Generation.
Phillip J. 1993; 10: 159-166.
- 127. Mörmann W.H., Gougoulakis A., Besek M.**
Faszination und Kreativität mit keramischen Restaurationen: Cerec 2.
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Zürich 1995.
- 128. Mühlemann H. R.**
Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 1951; 6: 61-67.
- 129. Mühlemann H. R.**
10 years of tooth-mobility measurements.
J. Periodontol. 1960; 31:110-122.
- 130. Müller T.**
Dauerbelastbarkeitsversuche an keramisch verblendeten Galvanokronen und Galvanobrücken.
Zahnmed. Diss., Universität Heidelberg 2001.
- 131. Natt G., Marx R., Spiekermann H., Tinschert J.**
Das Precident DCS-System: Metallfreie Frant Zahnbrücken aus Hochleistungskeramik.
Dental-Labor 1997; 67: 999.

- 132. Ney T., Mühlbradt L.**
Das Intrusionsverhalten implantat- und zahngestützter Brückenkonstruktionen.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1987; 42: 944-948.
- 133. Ney T.**
Die vertikale Beweglichkeit des Tübinger Implantates im Vergleich zum natürlichen Zahn.
Zahnärztl. Implantol. 1986; 2: 17-25.
- 134. Oh W., Götzen N., Anusavice K.J.**
Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures.
J Dent Res 2002; 81(9): 623-627.
- 135. Otani H., Goto T.**
Retention of crowns as affected by film thickness of zinc phosphate cement and taper angle of crowns.
Shika Rikogaku Zasshi 1979; 52 217-220.
- 136. Pape F., Pfeiffer P., Marx R.**
Hafffestigkeit von geätztem In-Ceram an Zahnschmelz.
Zahnärztl. Welt 1991; 100: 450.
- 137. Persson M., Andersson M., Bergman B.**
The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns.
J Prosthet Dent 1995; 74(3): 223-229.
- 138. Pfeiffer J.**
Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II).
Int J Comput Dent 1999; 2(1): 65-72.
- 139. Piconi C., Maccaura G.**
Zirconia as a ceramic biomaterial.
Biomaterials 1999; 20: 1 ff..

- 140. Pleimes A. W.**
Bruchfestigkeit von Stiftkernaufbauten und Kronen aus In-Ceram
im Vergleich zu einem konventionellen System.
Zahnmed. Diss. , Freiburg 1994.
- 141. Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W.**
Comparison of ceramic crowns strenght using composite resin and zinc
phosphate cement.
J Dent Res 1992; 71: 34 Abstr. 147.
- 142. Pospiech P., Rammelsberg P., Unsöld F.A**
New design for all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures.
Quintessenz Int 1996; Vol.27, Nr. 11: 753-758.
- 143. Pospiech, P., Rountree, P., Unsöld F., Rammelsberg P.**
In-vitro-investigations on the Fracture Strength of all-ceramic posterior bridges of
Empress 2.
J Dent Res 1999; 78: 307.
- 144. Prangemeier B.**
Einfluss verschiedener Stumpfaufbaumaterialien auf die Bruchlast viergliedriger
CAD / CAM - gefertigter Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidvollkeramik (LAVA-
System) mit künstlicher Alterung durch Thermocycling.
Zahnmed. Diss., Freie Universität Berlin 2006.
- 145. Pröbster L.**
Compressive strength of two modern all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 1992 5: 409-414.
- 146. Pröbster L.**
Survival rate of In-Ceram restorations.
Int. J. Prosthodont. 1993; 6: 259-263.

147. Proos K.

Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges.
Comput Methods Biomech Engin 2000; 4(1): 77-92.

148. Raigrodski A.J., Chiche G.J.

The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature.
J Prosthet Dent 2001; Vol.86, Nr.4: 520-525.

149. Rateischak K.H.

Farbatlant der Zahnmedizin. Band 1: Parodontologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1989.

150. Richter E.-J., Wyndorps P., Lambert S., Klöppel H.

Quantitative Messung der Verankerungsfestigkeit von Zähnen und Implantaten.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1995; 50: 204-209.

151. Riedling W., Kappert H.F., Berg G.

Eine vergleichende Untersuchung dreier Vollkeramik-Kronen-Systeme.
Zahnärztliche Praxis 1987; 7: 252-56.

152. Robin C., Scherrer S., Wiskott H.W.A., Rijk W.G., Belser U.C.

Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system.
Dent Mater 2002; 18: 389-395.

153. Rosentritt M., Plein T., Kolbeck C., Handel G.

In Vitro Fracture Force and Marginal Adaptation of Ceramic Crowns Fixed on Natural and Artificial Teeth.
Int J Prosthodont 2000; 13: 387-391.

154. Rudolph M.

Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst.
Zahnmed. Diss., Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg 2006.

155. Scherrer S.S., de Rijk W.G.

The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns.

Int J Prosthodont 1992; 5(6): 550-557.

156. Scherrer S.S., de Rijk W.G.

The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli.

Int J Prosthodont 1992, 6(5): 462-7.

157. Scherrer S.S., De Rijk W.G., Belser U.C.

Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth.

Int J Prosthodont 1996; 9(6): 580-585.

158. Scherrer S.S., Denry I.L., Wiskott H.W.

Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic.

Dent Mater 1998; 14(4): 246-55.

159. Schmitz K., Eichner K.

Dental Keramik. In: Zahnärztl. Werkstoffe und ihre Verarbeitung.

Band 2, 5. Auflage, Hüthig Verlag Heidelberg 1985.

160. Schneider R.

Influencia do tratamento de superficie e do condicionador Na Resistencia a microtração da união entre o titânio comercialmente puro e cimentos resinosos.

Zahnmed. Diss., Universidade Estadual de Campinas 2003.

161. Schirra C., Hegenbarth E.A.,

Individuell CAD/CAM-hergestellte Aluminiumoxidkeramik-Kappen für vollkeramische Restaurationen auf Zähnen und Implantaten.

Quintessenz 1998; 49: 33-42.

- 162. Schlegel K.A., Tavor A., Zaborsky J.**
Das DCS-Titan-System - Ein neuer Weg in der Kronentechnik.
Quintessenz 1991; 3: 461-468.
- 163. Schlegel A., Besimo C., Guggenheim R., Düggelin M.**
In-Vitro-Untersuchung zur marginalen Passgenauigkeit von computergefrästen
Titankronen.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 1991; Vol. 101: 1273-1278.
- 164. Schmidseeder J.**
Der Erfinder des Cerec 3 Systems: W.H. Mörmann.
Philip J. 1990; 7: 175-179.
- 165. Schmidt A., Walter M., Böning K.**
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz 1998; 49: 1111-1122.
- 166. Schmitz K.**
Dental Keramik.
In: Eichner K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
5. Aufl., Bd. 2, Hüthig Verlag Heidelberg, 1985.
- 167. Scholz A.**
In- vitro Studie zur Bruchfestigkeit vollkeramischer IPSEmpress®
Frontzahnkronen in Abhängigkeit der Stufenbreite bei adhäsiver Befestigung am
natürlichen Zahn.
Zahnmed. Diss., Universität Hamburg, 2003.
- 168. Schröder H.E.**
Orale Strukturbiologie.
3. Auflage, Thieme Verlag Stuttgart 1995.
- 169. Schwickerath H.**
Zur Konstruktion von Brückenzwischengliedern.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1981; 36: 797-804.

- 170. Schwickerath H.**
Construction of the bridge framework.
Acta Stomatol Croat 1986; 20 Suppl: 49-59.
- 171. Schwickerath H.**
Materials science evaluation of ceramic crowns.
Zahnärztl Mitt 1987; 77(21): 2422-2427.
- 172. Schwickerath H., Coca I.**
Einzelkronen aus Glaskeramik
Phillip J, 1987, 4: 336-338
- 173. Sitthardt R., Mautsch W., Marx R.**
Grundlagen der Anatomie, Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde.
Script Rhein.- Westfäl. Techn. Hochschule Aachen, 2005.
- 174. Smedberg J.-I., Ekenbäck J., Lothigius E., Arvidson K.**
Two-year follow-up study of procera-ceramic fixed partial dentures.
Int J Prosthodont 1998; Vol.11: 145-49.
- 175. Sobrinho, L.C.**
Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems.
Int J Prosthodont 1998, 11(3): 255-262.
- 176. Sørensen J.A., Engelmann M.J.**
Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 1990; 63 (5): 529.
- 177. Sohmura T., Takahashi J.**
Use of CAD/CAM system to fabricate dental prostheses Part 1: CAD for a clinical crown restoration.
Int J Prosthodont 1995; 8 (3) : 252-258.

- 178. Sohmura T., Takahashi J.**
CAD/CAM system to fabricate dental prostheses - CAD for bridge restoration.
Dent Mater J 1997; 16(1): 10-20.
- 179. Strub J.R., Beschmidt S.M.**
Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems.
Int J Prosthodont 1998 ; 11 (6): 602-609.
- 180. Strutz J.M., White S.N., Yu Z., Kane C.L.**
Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness.
J Prosthet Dent 1994; 72: 128-132.
- 181. Stumpel L.J., Haechler W.H.**
The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme.
Compend Contin Educ Dent 2001; 22(1): 45-52.
- 182. Sturzenegger B., Feher A., Lüthy H., Schumacher M.,
Loeffel O., Folser F., Kocher P., Gauckler L., Schärer P.**
Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem
DCM-System.
Acta Med Dent Helv 2000; Vol.5: 132-139.
- 183. Suttor D.**
LAVA - the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks.
Int J Comput Dent 2001; 4(3): 195-206.
- 184. Takahashi H., Shinya A., Yokozuka S.**
Effects of additive oxide, repeating load on the fracture toughness of calcium
phosphate crystalline ceramics (CPCC).
Shigaku 1990; 78(3): 505-525.
- 185. Tam L.E., Chan G.P., Yim D.**
In vitro caries inhibition effects by conventional and resin-modified glass-ionomer
restorations.
Oper Dent 1997; 22 (1): 4-44.

- 186. Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.**
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1999; 54: 545-550.
- 187. Tinschert J., Natt G., Jorewitz A., Fischer H., Spiekermann H., Marx R.**
Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2000; 55: 610-616.
- 188. Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H.**
Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study.
Int J Prosthodont 2001; Vol.14, Nr. 3: 231-237.
- 189. Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K.J.**
Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system.
Operative Dentistry 2001; 26:367-374.
- 190. Tolboe H., Isidor F., Budtz-Jørgensen E., Kaaber S.**
Influence of pontic material on alveolar mucosal conditions.
Scand J Dent Res 1988; 96: 442-447.
- 191. Tsai Y.L., Petsche P.E., Anusavice K.J., Yang M.C.**
Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms.
Int J Prosthodont 1998; 11(1): 27-32.
- 192. Tuntiprawon M., Wilson P.R.**
The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns.
Aust Dent J 1995; 40(1): 17-21.
- 193. van der Zel J.M.**
CAD/CAM Restaurationen in Okklusion.
ZWR 1994; 103: 420-425.

- 194. Wang C.J., Millstein P.L., Nathanson D.**
Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation
J Prosthet Dent 1992; 67: 786-790.
- 195. Weber H., Geis-Gerstorfer J., Simonis A.**
Voll-und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet.
Zahnärztl. Mitt. 1987; 77: 2416.
- 196. Weber H., Netuschil L.**
Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1992; 47: 278-281.
- 197. Wegner S., Gerdes W., Kern M.**
Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength.
Int J Prosthodont 2002; Vol.15, Nr. 3: 267-272.
- 198. Wilson P.R.**
Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns.
J Prosthet Dent 1990; 71: 560-564.
- 199. Wilson P.R., Chan D.C.**
The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers.
J Prosthodont 1994; 2: 74-78.
- 200. Zidan O., Ferguson GC.**
The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements.
J Prosthet Dent 2003;89:565-571.

11 Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

Tabellen:

Seite 12	Tab. 01:	Einteilung der Keramikarten [118]
Seite 18	Tab. 02:	Angabe der Bruchzähigkeit ausgewählter Keramiken [nach: 78]
Seite 21	Tab. 03:	Zementierungsempfehlungen zum definitiven Befestigen vollkeramischer Restaurationen [10,86]
Seite 21	Tab. 04:	Zementierungsempfehlungen zum definitiven Befestigen vollkeramischer Restaurationen [86]
Seite 25	Tab. 05:	Auswahl wichtiger dentaler CAD/CAM-Systeme [124]
Seite 25	Tab. 06:	Vergleich des LAVA® Systems mit anderen CAD/CAM-Systemen [33]
Seite 50	Tab. 07:	1. Serie, beide Stümpfe ohne Beweglichkeit
Seite 53	Tab. 08:	2. Serie, mit Beweglichkeit beider Stümpfe
Seite 56	Tab. 09:	3. Serie, mit Beweglichkeit des Molaren
Seite 59	Tab. 10:	4. Serie, mit Beweglichkeit des Prämolaren
Seite 60	Tab. 11:	Übersicht über die statistisch relevanten Daten aller vier Serien

Abbildungen:

Seite 13	Abb. 01:	Umwandlung der kristallinen Phasen
Seite 14	Abb. 02:	Biegefestigkeit einiger Keramiken [nach 121]
Seite 15	Abb. 03:	Bruchlasten einiger Keramiken [nach 121]
Seite 16	Abb. 04:	mittlere und maximale Kaukräfte in Abhängigkeit von der Wurzelform [nach 70]
Seite 17	Abb. 05:	Biegefestigkeit und Wärmeausdehnungskoeffizient einiger Keramiken [121]
Seite 19	Abb. 06:	Biegefestigkeit und Zähigkeit einiger Keramiken [121]
Seite 23	Abb. 07:	Schemata 3- und 4-Punktbiegeversuche
Seite 28	Abb. 08:	Phasen der Zahnbeweglichkeit eines gesunden Zahns nach H.R. Mühlemann [128]
Seite 30	Abb. 09:	Theoretisch vorstellbare Hebelarmsituation bei einseitiger Belastung der Verbundbrücke auf Seiten des Pfeilerzahnes [nach 128]
Seite 30	Abb. 10:	Bruchfestigkeit dreigliedriger Seitenzahnbrücken [77]
Seite 33	Abb. 11:	Vorgehensweise bei der Versuchsdurchführung

Seite 34	Abb. 12:	Präparationsanforderungen [1]
Seite 34	Abb. 13:	Präparationsarten [1]
Seite 35	Abb. 14:	Platte mit Rohling und Messingstümpfen, unbearbeitet
Seite 35	Abb. 15:	Messingstümpfe, unbearbeitet
Seite 36	Abb. 16:	Vorbereiteter Messingstumpf
Seite 36	Abb. 17:	Mit Schrumpfschlauch ummantelter Prämolar aus der Gruppe der beweglichen Metallstümpfe vor der Einbettung in Kunststoff
Seite 37	Abb. 18:	Übertragungsschlüssel zum Fixieren der Stümpfe
Seite 37	Abb. 19:	Übertragungsschlüssel in Vertiefungen der Silikonform, bereit zum Sockeln der Stümpfe in Paladur® Klar
Seite 38	Abb. 20:	Gesockelte Probekörper, bereit zum Scannen
Seite 39	Abb. 21:	CAD/CAM-gefertigte, vollkeramische Brückengerüste von 14-17 vor der Zementierung von oral / basal betrachtet
Seite 40	Abb. 22:	Zur Bruchlastmessung vorbereiteter Prüfkörper in der Zwick® Maschine
Seite 41	Abb. 23:	Zementierte und gereinigte Brücke
Seite 42	Abb. 24:	Zwick® Maschine
Seite 43	Abb. 25:	Prüfprotokolle als Ausdruck des angeschlossenen PC's
Seite 45	Abb. 26:	Boxplotdiagramm der ermittelten Werte für 4 Serien
Seite 46	Abb. 27:	Beispiel anhand der 3. Serie mit rot markiertem Bruchverlauf zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen
Seite 47	Abb. 28:	Typischer Ausdruck der Kraft-Wege-Diagramme
Seite 48	Abb. 29:	Prüfkörper der 1. Serie mit zwei starr gelagerten Stümpfen vor dem Versuch
Seite 48	Abb. 30:	Ausdruck der Kraft-Weg-Diagramme der 1. Serie (orm)
Seite 49	Abb. 31:	1. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen
Seite 51	Abb. 32:	Prüfkörper mit zwei beweglich gelagerten Stümpfen vor dem Versuch
Seite 51	Abb. 33:	Ausdruck der Kraft-Weg-Diagramme der 2. Serie (mrm)
Seite 52	Abb. 34:	2. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen
Seite 54	Abb. 35:	Prüfkörper mit beweglichem Molar vor dem Versuch
Seite 54	Abb. 36:	Ausdruck der Kraft-Weg-Diagramme der 3. Serie (morm)
Seite 55	Abb. 37:	3. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen
Seite 57	Abb. 38:	Prüfkörper mit beweglichem Prämolar vor dem Versuch

Seite 57	Abb. 39:	Ausdruck der Kraft-Weg-Diagramme der 4. Serie (pmrrm)
Seite 58	Abb. 40:	4. Serie mit rot markierten Bruchlinien zur weiteren Auswertung der Bruchmechanismen
Seite 61	Abb. 41:	Boxplot-Diagramm der gewonnenen Werte und deren statistische Auswertung

12 Lebenslauf

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

13 Danksagung

Mein besonders herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. W.B. Freesmeyer für die freundliche Überlassung des Themas und seine Unterstützung.

Des Weiteren danke ich der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für restaurative Zahnmedizin, Bereich zahnärztliche Prothetik, für die Überlassung der Geräte, die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche und das Ausführen des Thermocycling, insbesondere Frau Bölling.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Markus Roggensack für seine Unterstützung bei der statistischen Auswertung sowie Frau Dr. Barbara Prangemeier für die gute Zusammenarbeit.

Der Firma 3M-ESPE[®], speziell Frau Dr. Anke Behrens, danke ich für die tatkräftige Unterstützung sowie die Überlassung der Materialien.

Zudem möchte ich mich bei meiner Freundin, Solveig Mittag, für die Unterstützung beim Formatieren des Textes sowie für ihre Kritik und Geduld bedanken.

Selbstverständlich danke ich ebenfalls allen hier namentlich nicht erwähnten Freunden und Kollegen, die mich bei dieser Arbeit beraten und unterstützt haben, sehr.

Nicht zuletzt möchte ich großen Dank meinen Eltern aussprechen, die mich im Rahmen meines akademischen und beruflichen Werdegangs stets unterstützt haben.

14 Eidesstattliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, Axel Kunth, geb. 22.08.1968, dass ich die hier vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

„Einfluss verschiedener Stumpfbeweglichkeiten auf die Bruchlast viergliedriger CAD/CAM-gefertigter Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidvollkeramik (LAVA®-System) mit künstlicher Alterung durch Thermocycling“

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, den

Axel Kunth