
**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet**

Bruchfestigkeit von vollkeramischen Brücken mit unterschiedlichen Gerüstmaterialien

Eine *In-vitro*-Studie

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Bastian Steff
aus München
2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. med. dent. F. Beuer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann
Prof. Dr. Dr. Johannes Randzio
Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 12.10. 2010

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	5
2.	Literaturübersicht	7
2.1.	Geschichtliche Entwicklung der Dentalkeramik	7
2.2.	Siliziumoxidglaskeramik bei Vollkeramiksystemen	9
2.3.	Aluminiumoxid in der Zahnheilkunde	11
2.4.	Zirkoniumdioxid in der Zahnheilkunde	13
2.5.	Eigenschaften keramischer Werkstoffe	19
2.6.	Klinische Studien über vollkeramische Brücken	24
2.7.	Einflussfaktoren auf die Festigkeit vollkeramischer Restaurationen	26
2.8.	<i>In-vitro</i>-Studien	36
2.9.	Das VITA In-Ceram[®] System für CEREC[®]	40
2.10.	CEREC[®] inLab[®]	42
3.	Material und Methode	43
3.1.	Übersicht	43
3.2.	Modellherstellung	44
3.3.	Prüfkörperherstellung	48
3.4.	Zementieren	57
3.5.	Belastungstests	58
3.6.	Statistische Auswertung	60
3.7.	Rasterelektronenmikroskopische Auswertung	62
4.	Ergebnisse	64
4.1.	Bruchwerte	64
4.2.	Statistische Auswertung	65
4.3.	Analyse der Bruchart und Bruchfragmente	72
4.4.	Analyse der REM Bilder	73

5. Diskussion	79
5.1. Diskussion der Methodik	79
5.2. Diskussion der Ergebnisse	84
6. Zusammenfassung	88
7. Literaturverzeichnis	90
8. Anhang	105
8.1. Abbildungsverzeichnis	105
8.2. Tabellenverzeichnis	107
8.3. Material- und Geräteliste	108
8.4. VITA In-Ceram[®] für CEREC[®] inLab[®]	109
8.5. VITA VM[®]7 / VM[®]9	110
8.6. Ergebnisse der mechanischen Bruchfestigkeitsversuche	111
9. Danksagung	112
10. Lebenslauf	113

1. Einleitung

Ästhetischer Zahnersatz wurde in den letzten 20 Jahren zu einem der zentralen Themen in der modernen Zahnheilkunde. Besonders festsitzende Versorgungen von Zähnen, wie Kronen und Brücken haben sich durch moderne Materialien weiterentwickelt.

Da eine Umsetzung von ästhetischem Zahnersatz mit zahnfarbenen Gerüsten um ein Vielfaches einfacher ist, stehen keramische Materialien im Blickpunkt der Forschung. Durch die niedrige Belastbarkeit von Feldspatkeramiken wurden verschiedene Wege beschritten die optimale Ästhetik dieses Materials dennoch im vollkeramischen Verbund nutzen zu können. Um eine ausreichende Belastungsstabilität zu erreichen, wurden Gerüste aus hochfesten Oxidkeramiken eingeführt, welche sich durch ihre weiße Grundfarbe optimal in ein ästhetisches Konzept einfügen lassen. Als Einzelzahnkrone im Front- als auch im Seitenzahnbereich werden vollkeramische Kronen mit großem Erfolg eingesetzt. Auch zur Überbrückung von Frontzähnen werden verschiedenste keramische Materialien mit Erfolg eingesetzt, da sie deutlich geringeren Kaukräften ausgesetzt sind und eröffnen somit neue ästhetische Möglichkeiten. Um auch im Seitenzahnbereich unter wesentlich höheren Kaukräften ästhetischen Zahnersatz zu realisieren, gibt es mehrere verschiedene Ansätze. Keramisch verblendete Versorgungen mit Metallgerüst sind derzeit als Standard im Seitenzahnbereich anzusehen. Als Metallgerüst finden hierzu diverse Metallegierungen und auch Titan ihren Einsatz. Da vollkeramische Gerüstmaterialien sich in diversen Indikationsbereichen schon als metallfreie Alternative etabliert haben, ist der Fokus der Forschung auf die metallfreie mehrgliedrige Versorgung im Seitenzahnbereich gerichtet. Allerdings sind für eine eindeutige Beurteilung ausreichend viele Langzeitstudien von Nöten. Nach *Sailer et al.* ergab sich 2007 aus einer vergleichenden Übersichtsstudie eine Überlebensrate von 88,6 % nach 5 Jahren Tragezeit für verschiedenste vollkeramische Brückenrestorationen [134]. Um diese Daten spezifizieren zu können, wird eine

differenzierte Betrachtungsweise für die Eigenschaften der grundverschiedenen Keramiken vorausgesetzt.

In dieser *In-vitro*-Studie wurden drei verschiedene vollkeramische Gerüstmaterialien auf identische Weise auf ihre Belastungsfähigkeit als dreigliedriges Seitenzahnbrückengerüst hin untersucht. Hierzu wurden mit einem CAD/CAM – System (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) je 20 Brückengerüste aus den Materialien In-Ceram[®] YZ, In-Ceram[®] Zirconia und In-Ceram[®] Alumina der Firma VITA hergestellt. In-Ceram[®] Alumina und In-Ceram[®] Zirconia, beides glasinfiltrierte Oxidkeramiken, unterscheiden sich vom Material und der Herstellung eindeutig von der Zirkoniumdioxidkeramik In-Ceram[®] YZ. Um klinischen Studien so nahe wie möglich zu kommen, wurden alle Proben realem Zahnersatz nachempfunden und verblendet. Auch wurde eine Testreihe mit künstlicher Alterung durchgeführt. Ziel war es die Eigenheiten dieser drei vollkeramischen Materialien im Bezug auf ihre mechanische Belastbarkeit aufzuzeigen. Ausgewählte Proben wurden nach ihrem Versagen einer rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung nach fraktographischen Gesichtspunkten unterzogen.

2. Literaturübersicht

2.1. Geschichtliche Entwicklung der Dentalkeramik

Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan und aus den im Zusammenhang mit den keramischen Technologien historisch entstandenen Glasurmaterialien. Die Vorreiter in der Herstellung von Porzellan waren um 200 Jahre vor Christus auf dem chinesischen Festland zu finden. Circa 700 Jahre nach Christus brachten sie die Herstellung zur Perfektion und wurden für ihr durchscheinendes Porzellan beneidet. Erst im Laufe des 15. Jahrhundert gelangte Porzellan von China nach Europa. Seither wurde an der Entschlüsselung des Herstellungsprozesses von Porzellan geforscht. 1709 gelang es *J.F. Böttger* nach der Vorarbeit von *Tschirnhaus*, echtes Porzellan zu brennen, das Meissner Porzellan. Schon 20 Jahre später wurden erste Versuche im Dentalbereich durchgeführt. 1733 wurde von *Fauchard* sein „Tractat von den Zähnen“ für hübschere und gleichmäßigere Zähne veröffentlicht. Von *Dubois de Chemant*, praktizierender Zahnarzt, wurde 1774 festgehalten, dass sich der Apotheker *Duchâteau* eine ganze Prothese aus Porzellan brennen ließ. Damit war die Entwicklung der dentalen Keramik ins Rollen gekommen. Der Grundstein für die Serienproduktion künstlicher Zähne wurde von dem in Paris tätigen italienischen Dentisten *Guiseppeangelo Fonzi* 1808 in seiner Veröffentlichung zur Herstellung von einzelnen Zähnen gelegt. Anfangs gelang nur die mechanische Verankerung von keramischen Zähnen in Prothesen, aus dem sich das Solia-Prinzip entwickelte. Über die Entwicklung der Keramikmantelkrone und die Schalenkeramik am Anfang des 20. Jahrhunderts, wurden Goldlegierungen und Keramiken soweit aufeinander abgestimmt, dass Keramiken auf Metallgerüste aufgebrannt und Gerüste somit zahnfarben verblendet werden konnten. Verblendkeramiken wurden aus porzellanähnlicher kaolinhaltiger Keramik entwickelt. Da Porzellan eine ästhetisch beeinträchtigende Weißtrübung aufweist, wurde im Laufe der Zeit,

der Feldspatanteil erhöht. Dadurch wurde nach und nach eine zahnähnliche Transluzenz erzielt. Jedoch erst nach dem ersten Patent in den Vereinigten Staaten für Metallkeramik von *M. Weinstein*, *S. Katz* und *A.B. Weinstein*, wurden in den Zwanzigerjahren die ersten marktfähigen Metallkeramik Systeme entwickelt. In diesen Zeitraum fiel die Gründung der *Dr. Hildebrandt Zahnfabrik* 1922, besser bekannt als VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen). In den letzten 60 Jahren, beginnend 1949, mit dem von *Gatzka* (Zahnfabrik Wienand) als Standard eingeführten Vakuum-Brennverfahren, wurden besonders Gefügeverstärkungen und defektminimierende Herstellungsverfahren weiterentwickelt [35]. 1962 brachte die Firma VITA Zahnfabrik das erste in Europa entwickelte metallkeramische System, die VMK[®] - Technik (Vita-Metall-Keramik) auf den Markt [152].

1971 begann der Franzose *Dr. Françoise Duret*, der heute als „Vater der dentalen Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) Technologie“ bezeichnet wird mit theoretischen und experimentellen Forschungsarbeiten. 1985 war dann das erste dentale CAD/CAM - System zur Keramikbearbeitung von *Mörmann* und *Brandestini* marktreif [130]. Das CEREC[®] war bei seiner Einführung eine bahnbrechende Neuerung auf dem Gebiet der dentalkeramischen Versorgung. Mit der Modifizierung der CAD/CAM Technologie für die Zahnheilkunde und den stetigen Weiterentwicklungen der letzten 20 Jahre, sind vollkeramische Restaurationen zu einer metallfreien Alternative für festsitzenden Zahnersatz geworden.

Oxidkeramiken wie Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid fanden ihre Einsatzgebiete zuerst in der Industrie. Die Medizintechnik entwickelte zunächst künstliche Hüften aus Zirkoniumdioxid für die Orthopädie, welche mittlerweile schon seit mehreren Jahren mit großem Erfolg im Einsatz sind [32]. Durch die CAD/CAM – Technologie wurden hochfeste Oxidkeramiken auch für den dentalen Einsatz interessant. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt

dieser Studie befassen sich mehr als 20 Firmen mit der Entwicklung von Systemen zur Bearbeitung und Verbesserung dentaler Hochleistungskeramiken.

2.2. Siliziumoxidglaskeramik bei Vollkeramiksystemen

Siliziumoxidglaskeramiken werden auch Silikat- bzw. Feldspatglaskeramiken genannt. Hauptbestandteile sind 70-80 % Feldspat bzw. Kalifeldspat ($[\text{K}_2\text{O}] \cdot [\text{Al}_2\text{O}_3] \cdot [6\text{SiO}_2]$), 10-20 % Quarz ($[\text{SiO}_2]$) und 10-20 % Flussmittel (z.B. $[\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7] \cdot [10\text{H}_2\text{O}]$, $[\text{Na}_2\text{CO}_3]$, $[\text{K}_2\text{CO}_3]$, $[\text{K}_3\text{PO}_4]$) [90] (Abb.1). Sie zeichnen sich durch ein gleichmäßiges, feinkristallines und porenfreies Gefüge aus. Diese Keramiken besitzen eine vollständige kristalline Struktur, mit regelmäßig angeordneten Gitterstrukturen. Im Gegensatz zu anderen oxidkeramischen Werkstoffen, wie Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid, besitzt die Siliziumoxidglaskeramik hervorragende ästhetische Eigenschaften wie Transluzenz und Opaleszenz und werden deshalb zur Verblendung genutzt.

Die dentale Verblendkeramik kann man grundlegend in zwei Gruppen unterteilen: In Feldspat-Dentalkeramik und synthetische bzw. feldspatfreie Dentalkeramik. Obwohl feldspatfreie Dentalkeramiken den Vorteil der konstanten Qualität und Farbe besitzen, wird derzeit der Einsatz natürlicher Minerale aus Wirtschaftlichkeitserwägungen bevorzugt [35].

Leuzitverstärkte Feldspatkeramiken finden in der Presskeramiktechnik nicht nur aufgrund ihrer farblichen Vorzüge, sondern auch aufgrund ihrer verbesserten mechanischen Eigenschaften Einsatz. Die Biegefestigkeit von Verblendkeramiken ist in einer Größenordnung von etwa 100 [MPa] anzusiedeln [179].

Eine Bruchfestigkeitssteigerung von Feldspatkeramik, ist auch durch Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxidanteile möglich, geht aber zu Lasten ihrer Transluzenz und Opaleszenz. Deshalb unterscheidet man eindeutig zwischen Gerüstkeramiken mit verbesserten

mechanischen Eigenschaften und Verblendkeramiken mit verbesserten optischen Eigenschaften [107].

Biegefestigkeit	[MPa]	65 - 110
E- Modul	[GPa]	60 - 100
Härte	[HV 0,2]	550 - 620
Wärmeausdehnungskoeffizient	[10^{-6} K^{-1}]	7 - 18

Tabelle 1: Kennzahlenwerte für dentale Feldspatkeramik bei Raumtemperatur [77]

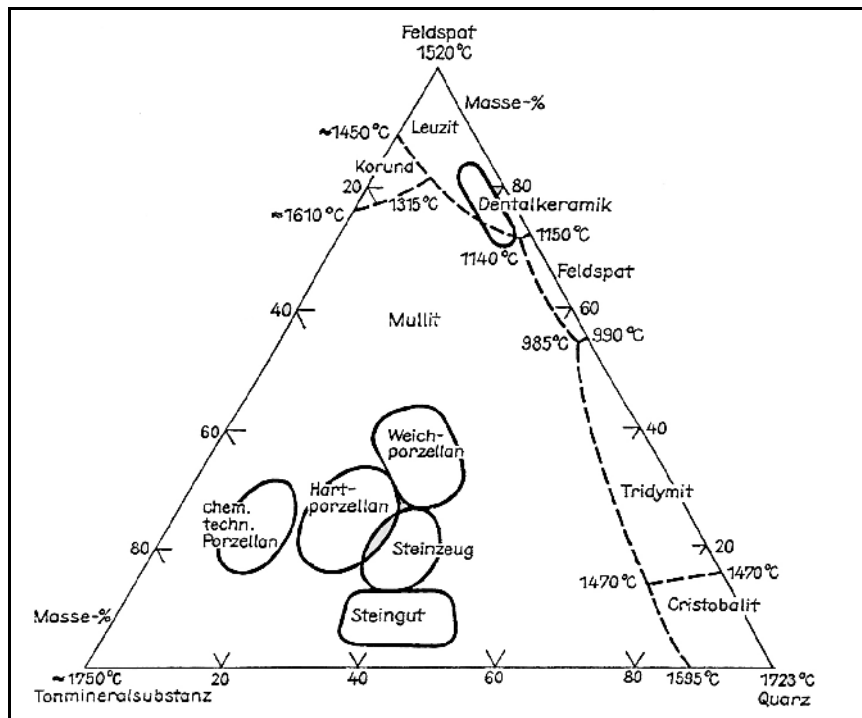


Abb. 1: Lage der dentalen Verblendkeramik im Dreistoffsystem Tonerde-Feldspat-Quarz [35]

2.3. Aluminiumoxid in der Zahnheilkunde

2.3.1. Definition Aluminiumoxid

Der deutsche Chemiker *A.S. Marggraf* entdeckte 1754 das Aluminiumoxid, er bezeichnete es als „Alaunerde“. Aluminiumoxid, mit der chemischen Formel $[\text{Al}_2\text{O}_3]$, wurde zum technisch wichtigsten oxidkeramischen Werkstoff mit der breitesten Anwendung in Industrie und Technik. Dicht gesintertes Aluminiumoxid zeichnet sich durch hohe Festigkeit und Härte, Temperaturstabilität, hohe Verschleißbeständigkeit und Korrosionsbeständigkeit auch bei hohen Temperaturen aus. Am häufigsten findet das α - Aluminiumoxid, auch Korund genannt, seinen Einsatz. Bekannte Kristallmodifikationen des Aluminiumoxides sind der Smaragd, Saphir und der Rubin [70]. Aluminiumoxid wird aus Bauxit gewonnen, welches auch als Grundstoff zur Aluminiumgewinnung dient. Den größten Anteil von etwa 60 % nimmt Aluminiumoxid (Al_2O_3) ein, gefolgt von 30 % Eisenoxid (Fe_2O_3) und Siliziumoxid (SiO_2) und Wasser mit einem gemeinsamen Anteil von 10 % [48].

Tabelle 2 beschreibt die wichtigsten Kennzahlenmittelwerte bei Raumtemperatur für Aluminiumoxid.

Biegefestigkeit	[MPa]	300 - 580
Dichte	[g/cm ³]	3,98
E- Modul	[GPa]	400
Bruchzähigkeit	[MPa√m]	3,4
Weibullmodul	[1]	10
Härte	[HV10]	2100
Wärmeausdehnungskoeffizient	[10 ⁻⁶ K ⁻¹]	5,5 – 10
Wärmeleitkoeffizient	[W m ⁻¹ K ⁻¹]	36
Schmelzpunkt	[°C]	2050

Tabelle 2: Kennzahlenmittelwerte bei Raumtemperatur für Aluminiumoxid [48]

2.3.2. Varianten des Aluminiumoxids

Im industriellen Einsatz haben sich diese synthetisch hergestellten Werkstoffe, porenfrei und dichtgesintert mit Aluminiumoxidgehalten zwischen 80 und 99 % bewährt [70].

Poröses Al_2O_3 , kann auch mit Lanthanglas infiltriert werden. Bei lanthanglasinfiltriertem Aluminiumoxid haben Messungen gezeigt, dass das Al_2O_3 einen geringfügig höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten aufweist und daher beim Abkühlen eine interne Druckspannung auf das Infiltrationsglas ausübt. Bei einer Zugbelastung muss vor dem Versagen, auch noch diese Druckspannung im Werkstück überwunden werden, bevor ein Riss sich katastrophal auswirken kann [47].

Eine weitere Mischung, als natürliches Mineral vorkommend, nennt sich Spinell [MgAl_2O_3], welches als synthetische Nachbildung, lanthanglasinfiltrierte Keramik, seine Anwendung findet.

Die vielseitigste Variante des Aluminiumoxids nennt sich ZTA (zirconia toughened alumina), eine Kombination aus Aluminiumoxid verstärkt mit einem ZrO_2 Anteil. Dadurch wird eine Steigerung des K_{Ic} - Wertes von 3,4 auf bis zu 5,1 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ erreicht [48] (Abb. 2).

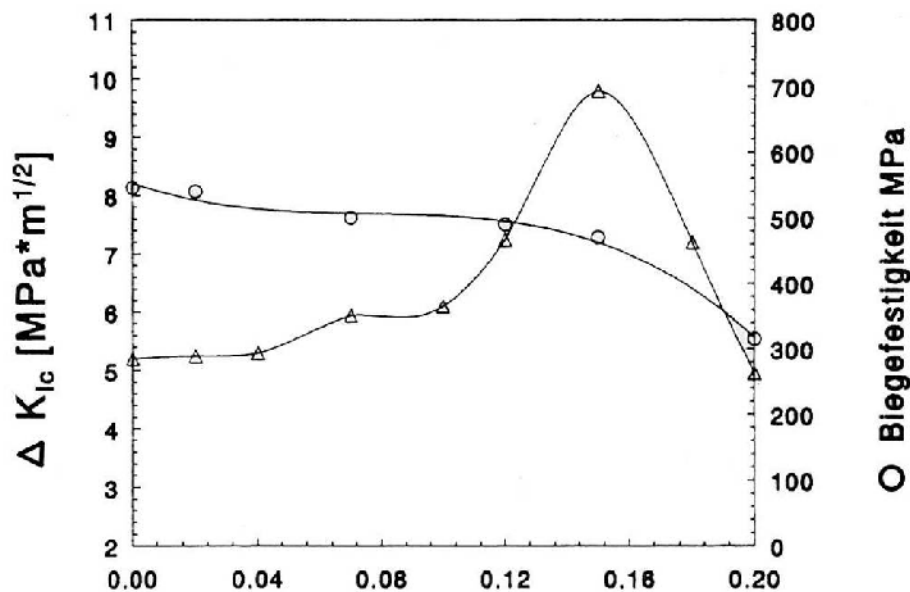


Abb. 2: Biegefestigkeit und Risszähigkeit in Abhängigkeit des Volumenanteils von ZrO_2 in Al_2O_3 [105]

2.4. Zirkoniumdioxid in der Zahnheilkunde

2.4.1. Definition Zirkoniumdioxid

Zirkonium [Zr], ein Übergangsmetall aus der so genannten Titangruppe im Periodensystem der Elemente, wurde 1789 von *Martin Heinrich Klaproth* entdeckt und nach dem Mineral Zirkon benannt, in dem es enthalten ist. Zirkonium ist ein Grundbestandteil von Zirkoniumdioxid [ZrO₂]. Nicht zu verwechseln mit Zirkon [ZrSiO₄], aus dem zum größten Teil das Element Zirkonium gewonnen wird. 1824 wurde reines Zirkoniumdioxid erstmals in Schweden von *J.J. Berzelius* isoliert. Zirkoniumdioxid ist eine Keramik die sich aus dem Element Nummer 40 (Zirkonium) und dem Element Nummer 8 (Sauerstoff) zur Summenformel ZrO₂ zusammensetzt. Zirkoniumdioxid tauchte in der Literatur das erste Mal einprägsam 1897 im Zusammenhang mit der Nernstlampe, einer Glühbirne, entwickelt von *Walther Nernst* auf. Er machte sich die Feuer und Hitzebeständigkeit des Zirkoniumdioxids zunutze. Aufgrund dieser Eigenschaft wird es auch als Hitzeschild der Außenhaut des Spaceshuttles und in Kernkraftwerken eingesetzt. Später entdeckte man die elektrolytischen Eigenschaften des ZrO₂, welche zum Beispiel im Automobilbau in der Lambda-Sonde Einsatz finden. Auch die Medizintechnik wurde auf Zirkoniumdioxid aufmerksam, als sich Titan als geeigneter biokompatibler Werkstoff bewährte, da Zr und Ti im Periodensystem in der gleiche Gruppe stehen und daher ähnliche Eigenschaften aufweisen. Da Zirkoniumdioxid wie auch Titan nie als 100 % reiner Werkstoff vorliegt und durch die radioaktiven Substanzen Hafniumoxid [HfO₂], Thorium und Uran, abhängig von der Rohstoffquelle verunreinigt ist, wurde für die Medizintechnik nach ISO 6872 und ISO 13356 der radioaktive Strahlungsgrenzwert von 0,2 Bq/g Uran- bzw. Thoriumaktivität festgesetzt [26, 68].

Zirkoniumdioxid kommt in drei Modifikationen vor. Bei Raumtemperatur ist die Kristallstruktur monoklin, oberhalb von 1170 °C ist sie tetragonal und ab 2370 °C ist sie

kubisch (Abb. 3 und 4). Beim Abkühlvorgang kommt es beim Übergang vom tetragonalen zum monoklinen Gefüge (t→m-Umwandlung), zu einer Volumenzunahme von 3-5 Volumen-%, deshalb ist reines Zirkoniumdioxid nicht als Werkstoff geeignet. Weitere Kennzahlenmittelwerte bei Raumtemperatur sind in Tabelle 3 aufgeführt.

Biegefestigkeit	[MPa]	150
Dichte	[g/cm ³]	5,89
E- Modul	[GPa]	200
Bruchzähigkeit	[MPa√m]	6 – 10
Weibullmodul	[1]	15 – 25
Härte	[HV10]	1300
Wärmeausdehnungskoeffizient	[10 ⁻⁶ K ⁻¹]	10
Wärmeleitkoeffizient	[W m ⁻¹ K ⁻¹]	2
Schmelzpunkt	[°C]	2680

Tabelle 3: Kennzahlenmittelwerte bei Raumtemperatur von reinem Zirkoniumdioxid [48]

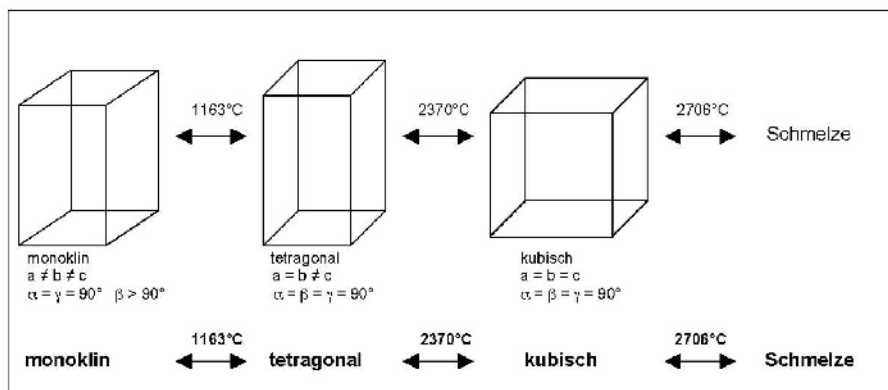


Abb. 3: Zirkoniumdioxid Kristallphasen [143]

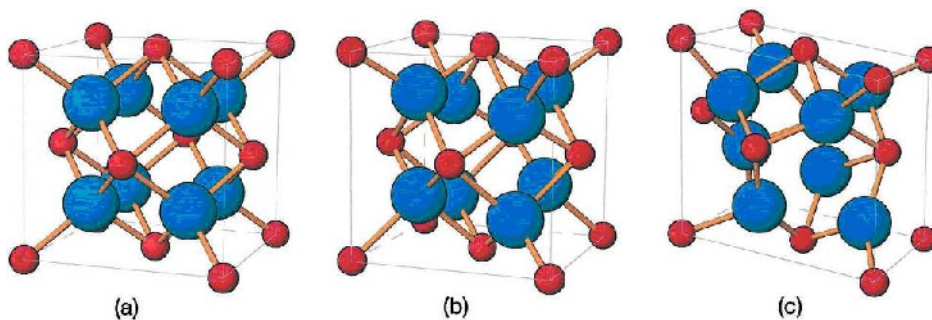


Abb. 4: Zirkoniumdioxid Kristallphasen als Atommodell:
(a) kubische Phase, (b) tetragonale Phase, (c) monokline Phase [59]

2.4.2. Stabilisiertes Zirkoniumdioxid

In der Industrie spricht man bei der Stabilisierung von Keramik in bestimmten Gitterkonformationen von Dotierung. Es beschreibt das Einfügen von Ionen in Gitterstrukturen, um diese beim Abkühlen auf Raumtemperatur zu stabilisieren. Bei diesen Gefügen, die im Englischen als „doped“ bezeichnet werden, kommt es entscheidend auf die Mischungsverhältnisse an, mit denen man die zu erzielenden Eigenschaften variieren kann. Das Ziel ist es, das Zirkoniumdioxid in der kubischen oder tetragonalen Struktur mit metallischen Oxiden zu stabilisieren. In der Zahnheilkunde am gebräuchlichsten sind hierfür Yttriumoxid [Y_2O_3] und Ceroxid [CeO_2]. Je nach Anteil der Stabilisatorzusätze kann die kubische Hochtemperaturphase des Zirkoniumdioxids bis auf Raumtemperatur völlig oder teilweise stabilisiert werden. Teilstabilisiertes ZrO_2 ist ein Gemisch aus verschiedenen Phasen, wodurch die mechanischen Eigenschaften des Materials verbessert werden können. Mögliche Varianten sind:

- Vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid (FSZ – fully stabilized zirconia), ein in der kubischen (CSZ – cubic stabilized zirconia) oder tetragonalen Phase vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid.
- Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ – partly stabilized zirconia), welches in der kubischen oder teragonalen Phase vorkommt, wobei polykristallines tetragonal stabilisiertes Zirkoniumdioxid (TZP – tetragonal zirconia polycrystal) bei technischen Anwendungen die größte Bedeutung hat.

2.4.3. Umwandlungsverstärkung des teilstabilisierten Zirkoniumdioxides

Die Kombination aus hoher Festigkeit und Bruchzähigkeit für teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid wird durch den Mechanismus der Umwandlungsverstärkung, auch martensitische Transformation genannt, erreicht. Voraussetzung dafür ist die metastabile tetragonale Phase, da bei hoher mechanischer Belastung Mikrorisse entstehen, die eine $t \rightarrow m$ -Umwandlung im Bereich der Risspitze induzieren. Das bedeutet, dass sich die tetragonale Phase unter Volumenzunahme in die monokline Phase umwandelt. Diese 4 %-ige Volumenzunahme drückt die Rissflanken wieder zusammen und bremst somit den Rissfortschritt (Abb. 5) [143]. Wichtig hierfür ist, dass in den Werkstoffen eine Korngröße von $0,3 - 0,5 \mu\text{m}$ nicht überschritten wird, was durch zu lange Haltezeiten beim Sinterungsprozess, oder zu hohe Sinterungstemperaturen der Fall sein könnte [21, 143], da sonst die Gefahr der spontanen $t \rightarrow m$ Umwandlung besteht. Dies würde zu einer erheblichen Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften führen [158]. Auch bei einer prozentualen Beimischung von Zirkoniumdioxid zu einer keramischen Masse kann dieser Effekt beobachtet werden [88].

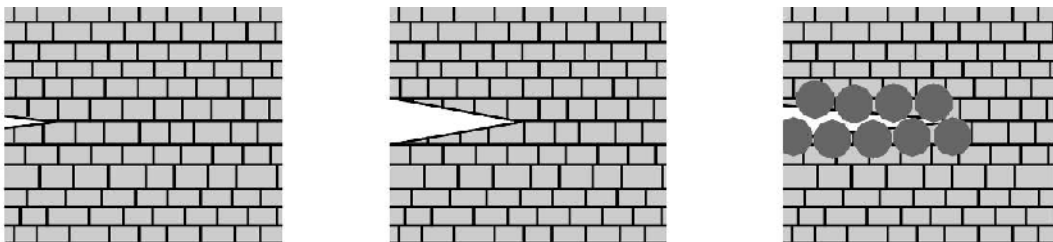


Abb. 5: Rissausbreitung und Blockierung ZrO_2
 1 = Rissbeginn
 2 = Rissfortschritt
 3 = Rissstop durch Phasenumwandlung des Zirkoniumdioxids von tetragonal nach monoklin

2.4.4. Varianten des stabilisierten ZrO_2 in der Zahnheilkunde

Folgende Mischungen weisen für die Zahnheilkunde interessante Eigenschaften auf:

- 3Y-TZP, yttriumoxidstabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid, ist die derzeit am häufigsten eingesetzte ZrO_2 – Keramik. Bei 3Y-TZP beträgt der Anteil an Yttriumoxid 3 Mol %, was 5,1 Gewichts-% entspricht. Der Zustand der tetragonalen Phase ist metastabil. Dieser könnte durch eine Erhöhung des Yttriumanteils auf 8 Mol % stabilisiert werden, doch dabei geht die Eigenschaft der Umwandlungsverstärkung verloren. 3Y-TZP-A ist ein Yttriumoxid stabilisiertes Zirkoniumdioxid, welches weniger als 1 Gewichts-% Aluminiumoxid enthält. Dadurch kann der Alterungsprozess des Gefüges um das 10 Fache verlangsamt werden [143].
- TZP kann auch durch Ceroxid [CeO_2] in der t-Phase stabilisiert werden. Hierfür wird 12-20 Mol% Ceroxid verwendet. Das Sintergefüge ist gröber im Vergleich zu Y-TZP-Keramik. Die Korngröße beträgt zwischen 2 und 3 μm . Trotzdem besteht keine Gefahr einer unkontrollierten spontanen Phasenumwandlung $t \rightarrow m$ [143].
- ATZ, alumina toughened zirconia, ist zum Beispiel Y-TZP-Keramik die durch 20-25 Gew % Al_2O_3 zusätzlich stabilisiert wird. Sie besitzt eine noch höhere Festigkeit als TZP, weist aber eine hohe Opazität und einen hohen Weißheitsgrad auf [143].
- GeHIPtes Zirkoniumdioxid, gewinnt durch den Vorgang des „Hot Isostatic Pressing“ an Qualität, da die Anzahl der Poren in der Werkstoffstruktur durch das Sintern unter Druck minimiert wird [21]. So kann annähernd die theoretische Dichte von stabilisiertem Zirkoniumdioxid erreicht werden. Das Problem des Pressvorgangs, der ca. 50 °C unter der Sintertemperatur des Zirkoniumdioxids bei 500 – 2000 bar in einer Schutzgasatmosphäre durchgeführt wird, ist, dass der Werkstoff aufgrund von Sauerstofffehlstellen grünlich verfärbt. Durch einen weiteren Oxidationsbrand bei ca. 1000 °C, kann dies rückgängig

gemacht werden. Durch das „HIPen“ nimmt die mittlere Korngröße ab und Festigkeit, Transluzenz und hydrothermale Beständigkeit werden verbessert [10, 31, 84].

Weitere Zirkoniumdioxid Mischungen im Vergleich sind in Tabelle 4.

Keramik	Biegefestigkeit σ [MPa]	Bruchzähigkeit K_{1c} [MPa \sqrt{m}]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]
Mg-PSZ	600	9,0	1200	210
Ca-PSZ	650	6,6	-	-
Y-PSZ	650	6,4	-	-
Ce-PSZ	500	10	850	210
3Y-TZP	900 - 1200	5 - 10	1200	210
8Y-FSZ	300	1,5 – 2,0	1250	210
Y-TZP-A	1200	10	1200	210
ATZ	2000 - 2400	10	1400	210

Tabelle 4: Materialeigenschaften verschiedener ZrO₂-Keramiken [105, 143]
- = keine Angaben

2.5. Eigenschaften keramischer Werkstoffe

2.5.1. Vergleich Keramik – Metall

Der entscheidende Unterschied zwischen Metallen und Keramiken liegt darin, dass Metalle plastisch verformbar, Keramiken dagegen spröde sind. Elastisch verformbar sind beide Werkstoffgruppen [74]. Durch die Betrachtung der Zugfestigkeit ergibt sich der entscheidende Unterschied. Keramiken brechen auf Zug, Metalle verformen sich bevor ihre Struktur versagt.

	Keramik	Metall	Polymere
Härte	↑	↓	↓
E-Modul	↑	↑	↓
Hochtemperaturfestigkeit	↑	↓	↓
Thermische Ausdehnung	↓	↑	↑
Duktilität	↓	↑	↑
Korrosionsbeständigkeit	↑	↓	↓
Verschleißbeständigkeit	↑	↓	↓
Elektrische Leitfähigkeit	↓	↑	↓
Dichte	↓	↑	↓
Wärmeleitfähigkeit	↓	↑	↓



 Tendenz zu hohen Werten
  Tendenz zu niedrigen Werten

Abb. 6: Vergleich der Eigenschaften Keramik - Metall - Polymere [70]

2.5.2. Bruch- und Risszähigkeit

Die Bruch- beziehungsweise Risszähigkeit, spezifiziert über den kritischen Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} [$\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$], bezeichnet die Größe des Widerstandes eines Materials gegenüber einem Rissfortschritt. Der Grundmechanismus beruht auf

Molekularadhäsion, welche durch einwirkende Kräfte aufgehoben wird. Wird diese überschritten, bewegt sich der Riss mit Schallgeschwindigkeit durch das Material und das Werkstück versagt. Je größer dieser Wert, desto zäher ist das Material. Metalle erreichen Werte einer Größenordnung zwischen 60 und 100 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$. Im Vergleich dazu liegen 3Y-TZP und ATZ bei Werten zwischen 5 und 7 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$, die noch dem Sprödbereich zuzurechnen sind [3, 35, 50, 107, 143].

2.5.3. Unterkritisches Risswachstum

Allgemein gilt, sobald ein Werkstoff unter mechanischer Belastung steht, beginnt ein bestehender Riss zu wachsen, allerdings ist seine Rissausbreitungsgeschwindigkeit so klein, dass es nicht zu einem katastrophalen Versagen kommt. Dieses Phänomen nennt man unterkritisches Risswachstum [48]. Zirkoniumdioxid wirkt dem unterkritischen Risswachstum mit seiner Phasenumwandlung entgegen. Glasinfiltrierte Keramiken, machen sich den höheren Wärmeausdehnungskoeffizient der Matrix zunutze, was im Inneren der Keramik eine Druckspannung erzeugt und so ein Risswachstum unterdrücken kann.

2.5.4. R-Kurven Verhalten

Ist der Risswiderstand G_C von der Risslänge abhängig, so bezeichnet man $R(\Delta c)=G_C$ als Risswiderstandskurve oder kurz als R-Kurve. Dentalkeramiken zeigen im Allgemeinen ein Ansteigen der Bruchfestigkeit mit konstant zunehmender Länge des Risses, also ein R-Kurven Verhalten [44]. Dieses R-Kurven Verhalten tritt auch durch die Verzweigung des Risses an der Rissspitze auf [70].

2.5.5. Rissausbreitungsgeschwindigkeit

Ein Riss versucht immer senkrecht zur maximalen Spannung weiter zu laufen um die Scherspannung zu minimieren, deshalb ist die Art der Rissbeeinflussung versagensbestimmend [48]. *Wiederhorn et al.* hat bei Untersuchungen an Glas festgestellt, dass die herrschende Atmosphäre und Luftfeuchtigkeit die Rissgeschwindigkeit beschleunigt. Mit zunehmender Hydroxylionenkonzentration in Rissnähe erhöht sich die Anfälligkeit gegenüber Spannungsrissskorrosion, der Hydrolyse, unter Zugspannung. Der Rissgeschwindigkeitsbestimmende Schritt für die Rissausbreitung ist der Transport von Wasser an die Risspitze [49, 174]. Wenn die charakteristische Rissgeschwindigkeit abnimmt, nimmt die Dauerbeanspruchbarkeit zu. Dauerfeste Keramiken müssen folglich einen Mechanismus besitzen, der das Risswachstum wirkungsvoll bremsen und stoppen kann [108].

2.5.6. Rissumlenkung und Risstopeffekt

Treffen Risse in zweiphasigen dentalkeramischen Materialien auf kristalline Partikel, so tritt im günstigsten Fall ein Risstopeffekt ein oder sie werden um die Partikel geleitet, und verlieren ihre Intensität [35]. *Geis-Gerstorfer et al.* stellten fest, dass die meisten Rissverläufe in In-Ceram[®] Alumina entlang der Al₂O₃-Korngrenzen in der Glasmatrix verliefen [50].

2.5.7. Weibullmodul

Die mechanische Stabilität von Keramiken kann nicht mit Hilfe der Gaußschen Normalverteilung charakterisiert werden, da die Gefügeinhomogenitäten ungleichmäßig in der Keramik verteilt sind. Deshalb kann die Festigkeit nicht anhand einer Normalverteilung mit Standardabweichung charakterisiert werden, sondern es wird das Weibullmodul angewendet. Dieses statistische Verfahren wurde 1937 erstmals vom schwedischen Ingenieur

und Mathematiker *Waloddi Weibull* vorgestellt und nach ihm benannt [171]. Die Weibullfestigkeit $\sigma_{63,21}$ % bzw. σ_0 kennzeichnet die wirkende Zugspannung, bei der 63,21 % aller getesteten Proben einer Testreihe versagen. Durch das Weibullmodul wird wie bei der Standardabweichung die Streuung der Festigkeit dargestellt.

Je größer der Weibullmodul, desto enger liegen die Testwerte beieinander und desto homogener ist die Testgruppe. Somit kann man auf die Fehlerverteilung innerhalb des Werkstoffs schließen [70, 175].

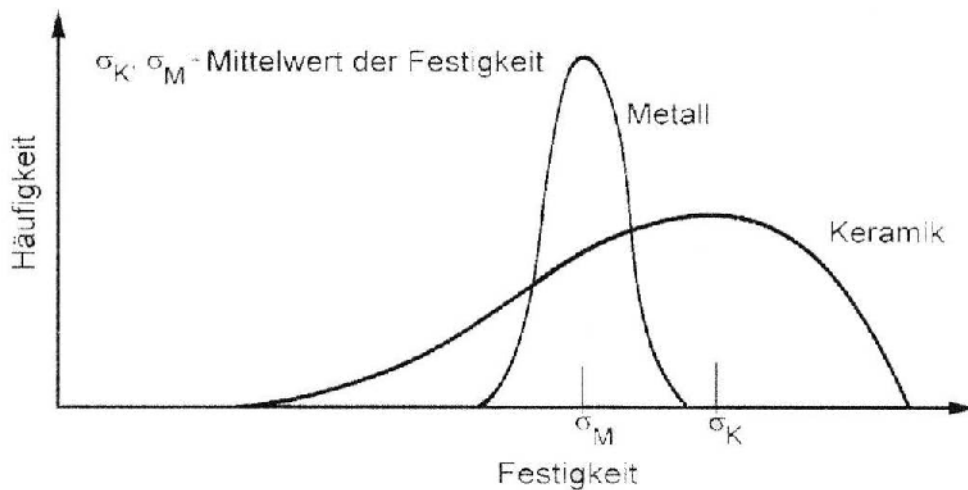


Abb. 7: Verteilungen der Festigkeit innerhalb von Chargen bei Metallen nach der Gaußschen Verteilung (σ_M) und bei keramischen Massen nach der Weibullverteilung (σ_K) [70]

2.5.8. Bruchfestigkeit und Biegefestigkeit

Bruchfestigkeit ist nicht mit der Biegefestigkeit gleichzusetzen. Der Unterschied bezieht sich auf die Dimensionierung der Prüfkörper. Die Biegefestigkeit wird als Druck in [MPa] welcher zum Versagen von genormten Prüfkörpern führt ermittelt und dient zur spezifischen Charakterisierung von Werkstoffen und dadurch der Ermittlung von Kennwerten. Die Bruchfestigkeit wird als Kraft in [N] welche zum Versagen von Prüfkörpern führt ermittelt

und in ihrer Form und Größe dem einzusetzenden Bauteil, bzw. Restauration sehr nahe kommen. Nur so ist eine Beurteilung der Werkstoffe unter annähernd klinischen Bedingungen möglich. Dabei werden die zu untersuchenden Restaurationen meist bis zum Versagen belastet. Für diese Prüfungen gibt es weder nationale noch internationale Normen für Studien im dentalen Bereich. Es haben sich aber einige Parameter, wie Spannweiten, Präparationsform und Lagerung der Pfeilerzähne als entscheidend herauskristallisiert (siehe 2.7.).

Abbildung 8 zeigt einen Vergleich von Biegefestigkeiten.

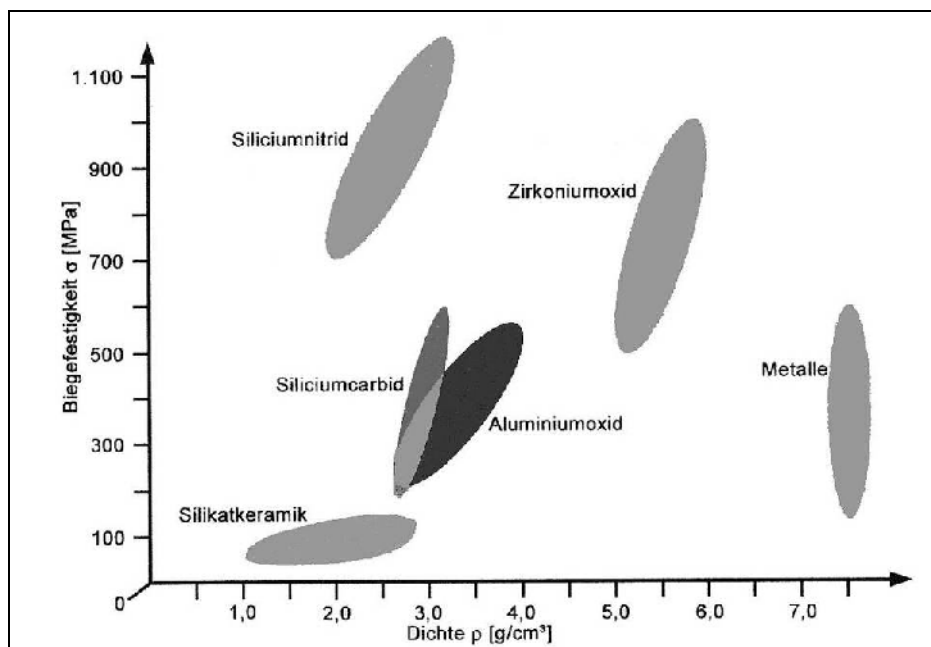


Abb. 8: Vergleich Biegefestigkeit und Dichte durch Orientierungsfelder [70]

2.6. **Klinische Studien über vollkeramische Brücken**

Von *Sailer et al.* [134] wurden 2007 neun klinische Studien [106, 116, 124, 132, 150, 155, 165, 169, 177] von verschiedenen Autoren über vollkeramische Brückenversorgungen ausgewertet. Kriterien für die Aufnahme in die Auswertung, waren ein Mindestuntersuchungszeitraum von 3 Jahren und eine detaillierte Offenlegung von Material und Methode. Die entscheidenden Bewertungskriterien waren die Überlebensdauer der Restaurationen, biologische und technische Komplikationen. Diese drei Kriterien wurden jeweils auch mit Studien über metallkeramischen Restaurationen verglichen.

Die 5-Jahres Überlebensrate wurde nach *Sailer et al.* für vollkeramische Brücken mit 88,6 % angegeben. Nach Aussage der Auswertung, hatten vollkeramische Brücken im Vergleich zu metallkeramischen Brücken eine 2,11-mal höhere Versagensrate. Hierbei war der häufigste Grund für das Versagen von vollkeramischen Restaurationen aus glas oder glasinfiltrierter Keramik ein Bruch der Gerüststruktur. Aus allen Studien geht hervor, dass nur ein Brückengerüst aus Zirkoniumdioxid versagte, allerdings wurde bei Zirkoniumdioxidgerüsten der Effekt des Chipping sehr häufig beobachtet. Bei besonderem Focus auf das Chipping, ergab sich nach *Sailer et al.* eine 5-Jahresversagensrate der Verblendkeramik von 13,6 %.

Interessanterweise war der häufigste Grund für technische Komplikationen eine marginale Randverfärbung der Restaurationen. *Sailer et al.* führten dies auf mangelnde Passgenauigkeit der Brückengerüste zurück.

Die häufigste Komplikation aus biologischer Sicht war der Vitalitätsverlust eines Brückenpfeilers, welcher sich aber im Vergleich zu metallkeramischen Versorgungen nicht unterschied. Als zweithäufigste Komplikation wurde Karies für beide Restaurationsarten angeführt. Bei vollkeramischen Restaurationen konnte ein Zusammenhang zwischen mangelnder Passgenauigkeit und Kariesprävalenz hergestellt werden. Parodontale

Erkrankungen und Pfeilerzahnfrakturen wurden als weitere biologische Komplikationen angeführt.

2009 stellten *Beuer et al.* fest, dass durch Überpressen von Zirkoniumdioxidgerüsten mit spezieller Verblendkeramik das Chippingphänomen unterbunden werden konnte. Im Verlauf von 3 Jahren ging eine von 21 eingesetzten Brücken durch Fraktur des Brückengerüstes verloren [9].

Weitere klinische Studien über vollkeramische Seitenzahnbrücken in Tabelle 5.

Jahr	Studie	Gerüstmaterial	Untersuchter Zeitraum	Anzahl der untersuchten Restaurationen	Überlebensrate der vollkeramischen Gerüste
2009	Schmitt et al. [139]	Zirkoniumdioxid	3 Jahre	27	100 %
2009	Beuer et al. [9]	Zirkoniumdioxid	3 Jahre	21	95,2 %
2009	Schmitter et al. [140]	Zirkoniumdioxid	2 Jahre	30	95 %
2008	Esquivel-Upshaw et al. [39]	Lithiumdisilikat	4 Jahre	30	87,70 %
2008	Molin et al. [112]	Zirkoniumdioxid	5 Jahre	19	100 %
2007	Sailer et al. [132]	Zirkoniumdioxid	5 Jahre	45	97,80 %
2006	Raigrodski et al. [124]	Zirkoniumdioxid	3 Jahre	16	100 %
2006	Marquardt & Strub [106]	Lithiumdisilikat	5 Jahre	43	81 %
2006	Taskonak et al. [160]	Lithiumdisilikat	2 Jahre	20	50 %
2006	Sailer et al. [133]	Zirkoniumdioxid	3 Jahre	46	100 %
2005	Tinschert et al. [165]	Zirkoniumdioxid	3 Jahre	46	100 %
2005	Wolfart et al. [177]	Lithiumdisilikat	4 Jahre	29	100 %
2004	Suàrez et al. [155]	In-Ceram Zirconia	3 Jahre	16	94,50 %
2004	Esquivel-Upshaw et al. [38]	Lithiumdisilikat	2 Jahre	30	93 %
2003	Olsson et al. [116]	In-Ceram Alumina	5 / 10 Jahre	37	93 / 83 %
2001	Vult von Steyern et al. [169]	In-Ceram Alumina	5 Jahre	18	90 %
1998	Sorensen et al. [150]	In-Ceram Alumina	3 Jahre	47	88,50 %

Tabelle 5: Klinische Studien der letzten Jahre mit vollkeramischen Seitenzahnbrückengerüsten

2.7. Einflussfaktoren auf die Festigkeit vollkeramischer Restaurationen

Um eine bestmögliche Beurteilung der zahnärztlichen Werkstoffe durchführen zu können, sollte man bei *In-vitro*-Versuchen möglichst alle im orofazialen System vorkommenden Einflüsse berücksichtigen [24, 91, 94]. Dies ist vergleichbar mit einer technischen Prüfkörpertestung. Auch die bei einer Biegeprüfung festgestellten Werte hängen von vielen Faktoren ab, zu denen Probekörperabmessungen, Querschnittsgeometrie, Oberflächenbeschaffenheit, Belastungsgeschwindigkeit, Umgebungsfeuchtigkeit, Geometrie des Prüfgeräts und Vorgehensweise gehören. Das Ergebnis einer solchen Prüfung liefert einen Anhaltswert über die Größenordnung der Festigkeitseigenschaften des Werkstoffs, kann aber nicht direkt als Konstruktionsgrundlage herangezogen werden. Es eignet sich für die Qualitätssicherung und für den breit angelegten Vergleich verschiedener Werkstoffe, vorausgesetzt, dass alle oben genannten Parameter konstant sind [70].

2.7.1. Modell

Um der Forderung nach möglichst *in vivo* nahen Werkstofftests nachzukommen, darf die physiologische Zahnbeweglichkeit nicht vernachlässigt werden. Daher umhüllten *Kappert et al.* schon 1991 ihre Stümpfe mit Gummiringen, Silikon oder Palavit G und arbeiteten diese in ihre Prüfmodelle ein [76]. *Tinschert et al.* machte Versuche mit Pfeilerstümpfen die eine Spielpassung im Modell aufwiesen [164]. Es wurden weitere Untersuchungen im Bereich der Parodontsimulierung angestellt und *Scharnagel* kam zu dem Schluss, dass Polyäthermassen, wie zum Beispiel Impregum (3M ESPE, Seefeld) bei einer Dicke von 0,8 mm dem Verhalten des natürlichen Parodonts am nächsten kommen [137]. Um die Beweglichkeit am genauesten nachzuvollziehen, sollte man auch die Wurzeln anatoförmig gestalten, dies wird aber oft bei Molaren auf äquivalente Wurzeloberflächen reduziert.

2.7.2. Präparation für die vollkeramische Versorgung

Die hohe Stabilität des Zirkoniumdioxides erlaubt eine konventionelle substanzschonende Präparationsform. Die indizierte Präparationsart für Vollkeramikrestaurationen ist eine ausgeprägte Hohlkehle oder eine Stufenpräparation mit abgerundetem Innenwinkel. Wannpräparationen finden bei keiner Restaurationsart Anwendung. Tangentialpräparation sind nach *Beuer et al.* nur bei Frontzähnen in Ausnahmefällen indiziert (Abb. 9) [6]. Zirkuläre Präparationstiefen zwischen 0,5 mm und 1 mm finden sich in der Literatur [4, 6, 110]. Die axiale Konvergenz der Präparation sollte mindestens 6° betragen, um Passungsspannungen zu vermeiden. Der okklusale Abtrag sollte zwischen 1,2 und 2,0 mm betragen, der axiale Abtrag für Zirkoniumdioxid sollte zwischen 1,0 und 1,2 mm liegen, für infiltriertes Al_2O_3 zwischen 1,2 und 1,5 mm [81, 93]. *McLaren et al.* ziehen auch noch eine Kastenpräparation bei Pfeilern in Erwägung, die an Schaltlücken angrenzen, um das Gerüst im Bereich der axiookklusalen Innenkanten zu verstärken [109]. Zu beachten ist auch die Mindestdicke okklusaler Kanten von 1,5 mm und das Vermeiden scharfer Kanten, deren Dimensionierung durch die technische CAD/CAM Umsetzung begrenzt wird.

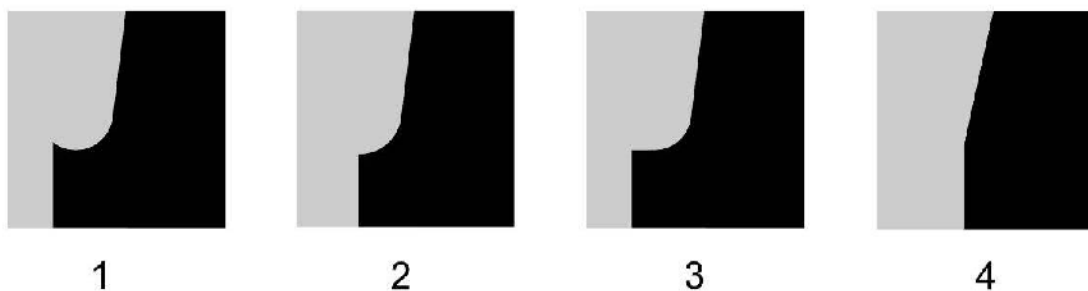


Abb. 9: Präparationsformen
(1) Wannpräparation, nicht zu empfehlen
(2) Hohlkehle und
(3) Stufe mit rundem Innenwinkel sind anzustreben
(4) tangential ist bedingt zu empfehlen

2.7.3. Design von Brückengerüst und Verblendung

Das Design von Brückengerüsten richtet sich grundlegend nach dem eingesetzten Gerüstmaterial und der zu versorgenden Situation. Die klassische Indikation wurde definiert durch *Vest*, welche den geraden Verlauf, das biologische Fundament, die Brückenspannweite und die Hygiene beinhaltet. Da die Goldlegierungen, welche in der Zahntechnik für Brückenkonstruktionen eingesetzt werden, ein hohes E-Modul besitzen, muss nur eine Mindestfläche der rundlich geformten Konnektoren von 9 mm^2 einhalten werden [89]. Die restlichen Dimensionierungen betreffen nicht die Materialeigenschaften des Brückengerüstes, sondern Ästhetik und Funktion. Besonders zu beachten ist, dass man die Gerüstdimension für alle Gerüstmaterialien so wählt, dass die Verblendkeramik eine Schichtstärke von 2,5 mm nicht übersteigt [81].

Die Konnektorenarchitektur bei vollkeramischen Brückengerüsten ist ausschlaggebend für die Belastbarkeit und Statik der Brücken. Sämtliche Hersteller sind sich einig, dass der Querschnitt einem stehenden Oval entsprechen sollte (Abb. 10). Die Konnektorenquerschnittsfläche variiert je nach verwendetem Material und Spannweite zwischen 9 mm^2 und 25 mm^2 . Das CEREC[®]-System (Sirona, Bensheim) bietet dem Benutzer automatisch diese optimale Form und Größe für das entsprechende Material an, welche individualisiert werden können. In der Formgebung des oder der Brückenglieder werden herstellerseitig keine Einschränkungen vorgenommen. Hier kann das Brückengerüst der Situation angepasst werden, wobei man die Kauflächenbreite des Brückengliedes schmäler als die tragenden Pfeiler dimensionieren sollte [115]. Die materialtechnisch mögliche Spannweite des jeweiligen Herstellers ist meist die reglementierende Größe der überbrückbaren Distanz. Der Radius des basalen Anteils des Konnektors beeinflusst signifikant die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Brückengerüsten [115]. Für größere Spannen von Zirkoniumdioxidgerüsten wird von *Larsson et al.* eine

Mindestverbinderquerschnittsfläche von 12 mm^2 gefordert [96]. Auch konnte durch basale Reduzierung des Brückenzwischenstückes eine Steigerung der Bruchfestigkeit von 24 % erreicht werden [136].

Die Entwicklung der CAD/CAM Technologie und Software machen es mittlerweile möglich, eine unterstützende Dimensionierung der Brückengerüste digital zu modellieren, um eine gleichbleibende Keramikverblendschichtstärke einfacher gewährleisten zu können und gleichzeitig durch die unterstützende Modellierung des Gerüsts die Stabilität des Gerüsts erhöhen zu können.

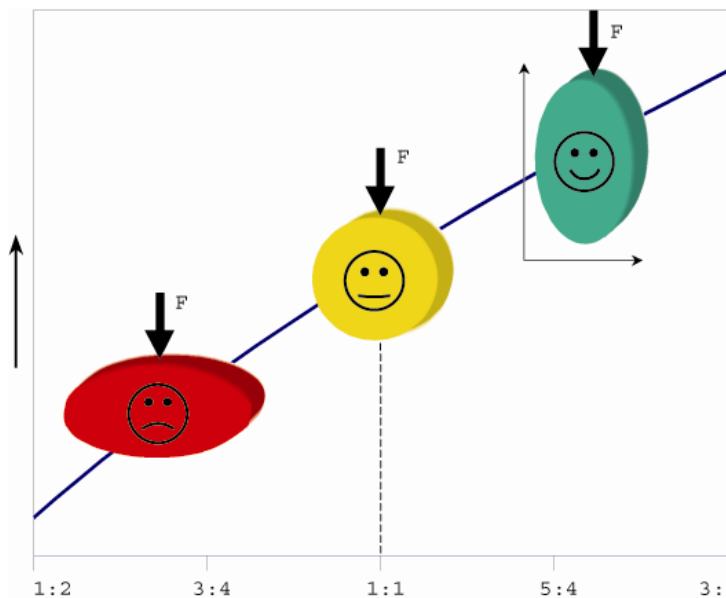


Abb. 10: Dimensionierung der Konnektoren [179]

Die keramischen Verblendmassen, welche ästhetischen und funktionellen Ansprüchen gerecht werden sollten, sind seit der Erfindung der Jacketkronen stetig weiterentwickelt worden. *Shirakura et al.* verglichen im Jahr 2009 metallkeramische Verblendkronen mit vollkeramischen Verblendkronen und mussten feststellen, dass die Verblenddicke bei metallkeramischen Versorgungsmassungen bei zunehmender Dicke der Verblendung eher negative Auswirkungen hatte als bei vollkeramischen Proben [148]. Jedoch stellten *Beuer et al.* fest,

dass sich eine zu dicke basale Verblendung negativ auf die Bruchfestigkeit einer vollkeramischen Brückenrestauration auswirken kann [11]. Auch verglichen *Beuer et al.* im Jahr 2009 zwei mit verschiedenen Verblendtechniken hergestellte Kronentypen mit einer durch eine neue CAD/CAM Aufsintertechnik hergestellten Kronenform. Das Ergebnis zeigte, dass sich die höhere Biegefestigkeit der Aufsinterkeramik von 360 MPa eindeutig in den signifikant höheren Belastungswerten der Proben widerspiegelte [13]. Auch wies *Swain* darauf hin, dass die physikalischen und chemischen Eigenschaften der Verblendkeramik mit denen des zu verblendenden Gerüsts in Einklang stehen müssen, um Misserfolge wie Chipping verhindern zu können [159]. Eine anatome Unterstützungsgeometrie des Gerüsts für die Verblendkeramik wird jedoch zusätzlich empfohlen um eine gleichbleibend dünne Verblendung zu erzielen, welche die Bruchfestigkeit positiv beeinflusst [172]. Auch hat der basale Radius des verblendeten Konnektors einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit. Ein größerer basaler Radius zeigte nach *Oh et al.* eine höhere mechanische Festigkeit [115].

2.7.4. Befestigung vollkeramischer Restaurationen

In der Zahnmedizin gibt es zwei grundlegende Befestigungssysteme für festsitzenden Zahnersatz: Zementierung und adhäsive Befestigung.

Die herkömmliche Zementierung zeichnet sich durch ihre einfache Durchführbarkeit aus. Es können auch mit dieser Technik Restaurationen eingesetzt werden, deren Pfeiler nur bedingt trocken zu halten sind. Ebenso besteht die Möglichkeit diese Restaurationen wieder vom Zahnstumpf zu entfernen, da bei konventionellen Zementen kein chemischer Verbund zu Oxidkeramiken hergestellt wird. Positiv fällt auch die Speicherung von Fluoriden in Zementen auf. Jedoch sind Passungsungenauigkeiten und suboptimale Präparationsformen nicht durch den Zement kompensierbar.

Nicht zu empfehlen sind laut *McLaren et al.* Zinkphosphatzemente, welche in Untersuchungen zahlreiche Mikrospalte und Verfärbungen an den Rändern aufwiesen. Auch sind Kompomerzemente aufgrund ihrer linearen Expansion im wässrigen Milieu kontraindiziert [109].

Mittel der Wahl sind Glasionomerzemente aus der Gruppe der Polyalkenoatzemente, wie zum Beispiel KetacCem (3M ESPE, Seefeld) [33].

Die Stärken der Adhäsivtechnik sind die effektive Konditionierung von Schmelz und Dentin mit den dafür speziell entwickelten Haftvermittlern. Für einen besseren Haftverbund wurden für vollkeramische Versorgungen spezielle Phosphatmonomer-Gruppen (MDP) entwickelt, welche an Oxide auch ohne Haftvermittler binden können. Sie finden zum Beispiel im Multilink System (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL) auf hydrolysestabiler Phosphonsäureacrylatbasis [168] oder im Panavia 21 System (Kuraray, Tokyo, Japan) Anwendung.

Auch konnte die chemische Haftvermittlung von vollkeramischen Versorgungen mit tribochemischen Systemen verbessert werden. Zum Einsatz kam hierzu Korund, mit welchem die Oberfläche durch abstrahlen modifiziert wurde. Auch silikatisiertes Korund welches im Rocatec - und im CoJet-System verwendet wird, konnte den Haftverbund verbessern [16, 54, 83, 122]. Diese Systeme wurden aber auch kontrovers diskutiert, da eine Phasenumwandlung des Zirkoniumdioxids von tetragonal nach monoklin stattfinden kann [25, 111]. Von *Blatz et al.* wird eine zusätzliche Haftvermittlerschicht empfohlen [15].

Voraussetzung für das Gelingen einer adhäsiven Eingliederung ist allerdings die absolute Trockenlegung welche nur unter Kofferdamm realisiert werden kann.

Ernst et al. zeigten 2006, dass der beste Haftverbund zwischen natürlichem Zahn und Zirkoniumdioxid mit RelyX Unicem (3M ESPE) zu erreichen war. In dieser Studie setzte sich

der selbstadhäsive Universal Komposit - Befestigungszement gegen die etablierten adhäsiven Systeme Variolink (Ivoclar Vivadent) und Panavia (Kuraray) durch.

Rosentritt et al. wiesen 2004 nach, dass eine adhäsive Eingliederung von Zirkoniumdioxidrestorationen die Bruchfestigkeit negativ beeinflussen kann. Die Ergebnisse dieser Studie waren jedoch nicht aussagekräftig genug, um Signifikanzen herauszuarbeiten. [129]. Weitere Studien belegten, dass zwischen der Zementierung und der adhäsiven Eingliederung von Zirkoniumdioxid keine signifikanten Unterschiede zu erwarten sind [37, 53].

Anders verhalten sich Silikatkeramiken und Vollkeramiksysteme mit Glasphase. Sie sind hervorragend nach Flusssäurebehandlung und Silanisierung adhäsiv einsetzbar [71].

2.7.5. Mechanische Wechsellast

Zahnärztliche Restaurationen sind wie natürliche Zähne ständigen Belastungen ausgesetzt. Es werden Werte mit bis zu 14.000 Kontakten pro Tag zwischen den Zahnreihen angegeben [17]. Diese Zahl bezieht sich auf jeglichen Kontakt beim Sprechen, Essen, Leermastikation und Parafunktionen. Bei der Nahrungsaufnahme mit durchschnittlichen Maximalkräften von 150 – 665 N und Parafunktionen wie Bruxismus mit durchschnittlichen Maximalkräften bis zu 1.221 N, treten jedoch die höchsten Belastungen auf [41, 72]. Pro Minute werden im Schnitt 58 – 120 Kauzyklen beim Kauvorgang gemessen [1, 5]. Nach *Sagkaguchi et al.* und *Rosentritt et al.* liegen die Kauzyklenzahlen zwischen 240.000 und 800.000 Zyklen pro Jahr. Diese periodisch auftretenden Kräfte, sind zwar nicht Auslöser für ein Versagen der Restaurationen, vermindern aber langfristig die mechanische Festigkeit. Mitverantwortlich ist die Zunahme des unterkritischen Risswachstums bei zyklischer Belastung [55, 73, 125, 128, 135]. *Itinoche et al.* beobachteten schon nach 20.000 Belastungen mit 50 N einen Festigkeitsabfall um etwa 8 %, welcher aber statistisch nicht signifikant war ($p > 0.05$) [69].

2.7.6. Thermische Wechselbelastung

Die Festigkeit von keramischen Werkstoffen wird durch wechselnde thermische Belastung herabgesetzt [42, 58, 128]. In der Literatur findet man Temperaturangaben für die Nahrungsaufnahme zwischen 0 °C und +67 °C. Aufgrund dieser möglichen Extremwerte kann man auf einen Temperaturbereich von +5 °C bis +55 °C in der Restauration schließen [118, 120, 151]. Über die Häufigkeit der Temperaturwechsel liegen nur Schätzwerte vor, welche sich bei einer Restaurationslebensdauer von 10 – 15 Jahren auf 5.000 bis 50.000 Zyklen belaufen [18, 65].

2.7.7. Lagerungsmilieu

Viele Materialien gehen Wechselwirkungen mit Wassermolekülen ein. Einige verändern sogar ihre Dimension durch Wassereinlagerung [33]. Deshalb sollte das Lagerungsmilieu den Begebenheiten des Mundes, mit Speichel, Plaque und dem „acquired pellicle“ entsprechen. Nach *Mair et al.* sind die chemischen Eigenschaften wichtiger als die Konsistenz. Den größten Einfluss, scheint der pH-Wert zu besitzen [147]. Auch wird eine wässrige 1-mMol-NaCl-Lösung diskutiert, da sie den Friktionseffekten von künstlichem Speichel während der Mastikation ebenbürtig ist [29]. Auch Enzyme besitzen wie Säuren das Potential Proben bei *in-vitro*-Tests zu schwächen [22]. Doch *Ernst et al.* konnten die Hypothese bestätigen, dass auch eine einjährige Wasserlagerung die Retentionskraft von zementierten und adhäsiv befestigten Zirkoniumdioxid Kronen nicht signifikant beeinflusst [37].

Alle Studien sind sich einig, dass die Anwesenheit von Wassermolekülen die Stabilität von keramischen Werkstoffen negativ beeinflusst.

2.7.8. Korrosion

Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken ist in der ISO-Norm 6872 mit einem Maximalwert von $100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ festgelegt, doch die meisten Keramiken unterschreiten diesen Wert um mehr als 30 %. Trotzdem ist bekannt, dass bereits der Einfluss von Wasserdampf ausreicht, um die Festigkeit von Keramiken herabzusetzen [173-174]. Keramiken sind dafür bekannt, dass sie sehr anfällig für unterkritisches Risswachstum sind, somit beschleunigt das feuchte, warme und korrosive Mundmilieu das Risswachstum zusätzlich [173]. Die verantwortlichen Effekte sind die Spannungsrisskorrosion und der Rebinder-Effekt. Letzterer besagt, dass oberflächenaktive Flüssigkeiten die mechanische Festigkeit von Festkörpern herabsetzen können. Die in Mikrorisse eindringenden Flüssigkeiten erzeugen einen nach innen gerichteten Druck, der zur Vergrößerung bestehender Risse beiträgt.

Bei der Spannungsrisskorrosion wird die für das Risswachstum notwendige Energie durch Anlagerung und Wechselwirkung von Wassermolekülen mit der vorgeschädigten Kristallstruktur herabgesetzt [127]. Dieser Korrosionseffekt tritt verstärkt bei mechanischer Belastung auf [30].

Zirkoniumdioxid unterliegt im wässrigen Milieu einem weiteren Effekt: Der Degradation durch das Füllen von Sauerstoffleerstellen im Kristallgitter durch Hydroxylionen, bei welcher es zur verstärkten Umwandlung der tetragonalen in die monokline Kristallphase kommt. Dies führt vermutlich durch Volumenvergrößerung zu Mikrorissbildungen im Keramikgefüge. Der exakte Ablauf der Reaktion ist jedoch noch nicht abschließend geklärt [58, 95, 104, 178].

2.7.9. Mechanische Vorschädigung

Bei verschiedenen Untersuchungen wurden die festigkeitsmindernden Effekte durch Vorschädigungen bereits bestätigt [45, 97, 102]. Schädigungen eines Brückengerüsts können bei jedem Schritt des Herstellungsprozess auftreten. Häufig finden sich Schadstellen im Bereich der interdentalen Konnektoren, welche dann durch unterkritisches Risswachstum zum Versagen des Gerüsts führen.

Bei Y-TZP Zirkoniumdioxid als Werkstoff muss zwischen den Herstellungsverfahren unterschieden werden. Mikrodefekte welche beim Schleifvorgang auftreten können, werden bei vorgesinterten Materialien durch den Sinterprozess „geheilt“. Bei Schleifverfahren welche unter hohem technischen Aufwand aus bereits dichtgesinterten Blöcken fräsen, bietet sich nicht die Chance Mikrodefekte durch einen weiteren Sintervorgang zu beheben [27]. Im besten Fall wurde das Gerüst bei der Computergestützten Modellierung perfekt angepasst. Nach dem Dichtsintern sollte zur Bearbeitung ausschließlich eine wassergekühlte Turbine mit diamantierten Schleifkörpern zum Einsatz kommen. *Fischer et al.* fanden 1999 heraus, dass die Bearbeitung unter Wasserkühlung mit diamantierten Schleifkörpern zwar keine Mikrorisse induzierten, aber Aufschmelzvorgänge an den Bearbeitungsstellen nachzuweisen waren, welche durch die geringe Wärmeleitfähigkeit von Zirkoniumdioxid zu erklären sind. Sie schlussfolgerten, dass die Festigkeit eines dentalkeramischen Werkstückes durch den Bearbeitungsvorgang klinisch relevant geschwächt werden kann, wenn es in den Bereichen mechanisch bearbeitet wird, in denen *in vivo* hohe Zugspannungen zu erwarten seien [45]. Jedoch stellen *Kohorst et al.* 2008 fest, dass Beschädigungen der basalen Seite der Konnektoren bei verblendeten Proben nicht so stark ins Gewicht fielen wie gedacht. Der Vergleich mit unversehrten Proben war nicht signifikant [85].

2.8. *In-vitro*-Studien

In-vitro-Studien sind ein wichtiges Verfahren, ein Material vor seiner klinischen Anwendung hinsichtlich aller im orofazialen System auftretenden Einflüsse zu testen.

Eine relevante Übersichtsstudie zu Testverfahren und Testergebnissen von vollkeramischen Restaurationen und Materialien war in der einschlägigen Fachliteratur noch nicht zu finden. Jedoch wurde oft darauf hingewiesen, dass eine international einheitliche Prüfsituation gefordert sei, da Studien bislang sehr schwer oder gar nicht miteinander vergleichbar seien.

2.8.1. Prüfmodelle

In der Literatur wurden grundverschiedene Modelle bei Materialprüfungen verwendet. Offensichtliche Unterschiede stellten sich in ihrer Art der Stumpflagerung dar. Ein weiteres Problem, welches einen aussagekräftigen Vergleich unmöglich machte, waren fehlende Angaben zu Präparation und Dimensionierungen der Modelle.

Jahr	2008	2007	2007	2006	2006
Studie	Kohorst et al. [85]	Larsson et al. [96]	Att et.al. [2]	Rosentritt et al. [128]	Tinschert et al. [164]
Lokalisation	24 -27	34 -37	x5 - x7	?	15-17, 14-17, 13-17
Vorlagemodell	Frasaco	?	?	?	?
Spannweite	?	17 mm	11 mm	10 mm approximal	?
Stumpfhöhe	?	?	6 / 5 mm	?	?
Stumpfform	?	?	anatoform	?	?
Präparationswinkel	?	7,5°	6°	?	?
Präparationstiefe	?	?	1,2 mm	1 mm	0,8 mm
Stumpflagerung	resilient/Latex	resilient/Vell-mix	resilient	resilient/1mm Polyether	lateral beweglich/starr
Material des Modells	Polyurethan	Acryl	Technovit	?	Stahl
Material der Stümpfe	Polyurethan	Duralay	Humanpräparat	Humanpräparat/CoCr Leg.	Kunststoff / Stahl

Tabelle 6: Studien mit Angaben zu ihren Prüfmodellen für vollkeramische Brückenrestaurationen (? : Angaben nicht nachvollziehbar oder nicht aufgeführt)

2.8.2. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit

Bei der Vergleichbarkeit von Bruchfestigkeitsuntersuchungen spielt die Nachvollziehbarkeit der Dimensionierungen der Prüfkörper eine entscheidende Rolle.

Da aus einer Angabe von Höhe und Breite eines Konnektors schwer auf die ovale beziehungsweise runde Geometrie geschlossen werden kann, ist mit dieser Aussage wenig anzufangen. Auch variierten in den vorliegenden Studien die Schichtstärken der Käppchen. Keine der Studien führte ihre Untersuchung im feuchten Milieu durch.

Jahr		2007	2007	2006	2006
Studie		Larsson et al. [96]	Kohorst et al. [86]	Sundh et al. [157]	Tinschert et al. [164]
Anzahl der Brückenglieder		4	4	3	3, 4, 5
Dimension der Verbinder	in mm ²	?	12,5 / 15,6 / 11,6	?	?
	H / B in mm	?	?	3 / 3	4 / 4
	Ø in mm	2 - 4 variabel	?	?	?
basaler Konnektorradius		?	?	?	?
Käppchendicke okklusal	in mm	min. 0,7	0,8	0,5	0,6
Käppchendicke zirkulär	in mm	min. 0,7	0,8	0,5	0,6
Verblenddickeangaben		?	?	ja, nachvollziehbar	?

Tabelle 7: Studien mit Angaben zu ihren getesteten vollkeramischen Brückengerüstmaterialien (? : Angaben nicht nachvollziehbar oder nicht aufgeführt)

2.8.3. Alterungssimulation

Bei der Alterungssimulation dentaler Restaurationen, sollte das orofaziale System so gut wie möglich nachempfunden werden. Trotz der anscheinend eindeutigen Vorlage der Natur, waren sich die Autoren, bei der Wahl ihrer Parameter nicht immer einig. Auf die Belastungsgeschwindigkeit, ging keine der dargestellten Studien näher ein. Eine dritte Dimension während der Belastung wurde bei keiner Studie berücksichtigt. Einzig *Heintze et al.* haben in Studien die Alterungssimulation näher untersucht [61-62].

Jahr	2008	2007	2007	2006	2006
Studie	Kohorst et al. [85]	Larsson et al. [96]	Kohorst et al. [86]	Rosentritt et al. [128]	Sundh et al. [157]
Kausimulatormodell	?	?	?	?	?
Wasserlagerung	200 Tage	ja	200 Tage	ja	ja
Belastungsgeschwindigkeit	?	?	?	?	?
Belastungsfrequenz	2,5 Hz	1 Hz	2,5 Hz	1,6 / 3 Hz	1,5 Hz
Belastungskraft	100 / 200 N	30 - 300 N	100 N	50 / 100 / 150 N	50 N
Belastungsrichtung	senkrecht	senkrecht und 10°	senkrecht	senkrecht	senkrecht
Belastungszyklen	2 000 000	10 000	1 000 000	1 200 000	100 000
Thermozyklen	10000	5000	10000	ja	?
Temperaturamplitude	5 - 55 °C	5 - 55 °C	5 - 55 °C	5 - 55 °C	?
Temperaturwechselfrequenz	30 sec	60 sec	30 sec	120 sec	?

Tabelle 8: Studien mit Alterungssimulationen von vollkeramischen Brückenrestaurationen
(? : Angaben nicht nachvollziehbar oder nicht aufgeführt)

2.8.4. In-vitro-Studien mit vollkeramischen Brückengerüstmaterialien

Bei PubMed ließen sich folgende Studien zum Thema: “Mechanische Belastbarkeit von vollkeramisch Brückengerüstmaterialien“ finden. Die Studiensuche war auf Titel in englischer Sprache der letzten Jahre beschränkt.

Jahr	Studie	Materialien	Probenform	Alterung
2009	Liu et al. [100]	Empress 2 In-Ceram Alumina	Scheiben ISO 6872	Ja
2008	Kohorst et al. [85]	Zirkoniumdioxid	verblendete Brückengerüste	Ja
2008	Beuer et al. [14]	In-Ceram Alumina	verblendete Brückengerüste	Ja
		In-Ceram Zirconia		
		In-Ceram YZ		
2007	Studart et al. [153-154]	Empress 2	verblendetes Brückengerüst	Ja
		3Y-TZP (Cercon)		
		In-Ceram Zirconia		
2007	Pittayachawan et al. [121]	Y-TZP (LAVA)	Scheiben ISO 6872	Ja
2007	Oh et al. [114]	In-Ceram Alumina	?	nein
2007	Larsson et al. [96]	Y-TZP (Procera)	Brückengerüste	nein
2007	Kohorst et al. [86]	presintered Y-TZP	Brückengerüste	nein
		HIP Y-TZP		
2007	Dornhofer et al. [28]	In-Ceram Alumina	Brückengerüste	nein
		In-Ceram Zirconia		
		In-Ceram YZ		
2007	Att et al. [2]	DCS	Brückengerüste	ja
		Procera		
		In-Ceram YZ		
2005	Sundh et al. [156]	Y-TZP (Denzir)	Brückengerüste verblendete Brückengerüste	ja
2005	Luthy et al. [103]	Empress 2	Brückengerüste	nein
		In-Ceram Alumina		
		Y-TZP		
2003	Harrington et al. [60]	In-Ceram	verblendete Brückengerüste	nein
		Y-TZO (Procera)		
2006	Sundh et al. [157]	In-Ceram YZ	Brückengerüste	nein
		Mg-PSZ (Denzir-M)	verblendete Brückengerüste	
2003	Chong et al. [20]	In-Ceram Alumina	verblendete Brückengerüste	nein
		In-Ceram Zirconia		

Tabelle 9: In-vitro-Studien über vollkeramische Brückengerüstmaterialien

2.9. Das VITA In-Ceram® System für CEREC®

VITA hat seit der Einführung 1990 das In-Ceram® System für CEREC® stetig weiter entwickelt. Das In-Ceram® System für CEREC® umfasst mittlerweile 5 Materialien, In-Ceram® Spinell (lanthanglasinfiltriertes Aluminiumoxid dotiert mit Magnesium), In-Ceram Alumina® (lanthanglasinfiltriertes Aluminiumoxid), In-Ceram® Zirconia (lanthanglasinfiltriertes Aluminiumoxid dotiert mit Ce-stabilisiertem Zirkoniumdioxid), In-Ceram® Al (Aluminiumoxid) und In-Ceram® YZ (yttriumoxidstabilisiertes Zirkoniumdioxid). Alle fünf Materialien werden als Blanks geliefert, aus welchen man über das CAD/CAM System CEREC® und CEREC® inLab® Kronen- und Brückengerüste fräsen kann.















VITA In Ceram® – Für das Dentallabor					
Infiltrationskeramik			Sinterkeramik		
VITA In-Ceram® SPINELL	VITA In-Ceram® ALUMINA	VITA In-Ceram® ZIRCONIA	VITA In-Ceram® AL	VITA In-Ceram® YZ	
					
Besonderheiten <ul style="list-style-type: none"> • Individuelle Einfärbung der Gerüste in 4 Helligkeitsstufen und Glasinfiltration mit VITA In-Ceram GLASS POWDER in einem Schritt • Schwingungsfreier Verarbeitungsprozess • Infiltrationsbrand auch im VITA VACUMAT möglich 			<ul style="list-style-type: none"> • Individuelle Einfärbung der Gerüste in 5 Helligkeitsstufen mit VITA Coloring Liquid vor dem Dichtsintern möglich • Höchste Festigkeit 		
Eigenschaften <ul style="list-style-type: none"> • VITA In Ceram SPINELL besitzt die höchste Transparenz aller Oxidkeramiken für ausgezeichnete Ästhetik • VITA In Ceram ALUMINA bietet die perfekte Synthese aus Ästhetik und Festigkeit • VITA In Ceram ZIRCONIA verfügt über die höchste „masking power“ für verfarbte Stümpfe 			<ul style="list-style-type: none"> • VITA In Ceram AL ist prädestiniert für zahnfarbene Primärteile • VITA In Ceram YZ mit Yttrium teilstabilisiertes ZrO₂-„keramischer Stahl“ für hochstabile, grazile Gerüste 		
Indikationen <ul style="list-style-type: none"> • Frontzahnkronengerüste • Kronen- und bis zu 3-gliedrige Frontzahnbrückengerüste 			<ul style="list-style-type: none"> • Kronen- und bis zu 3-gliedrige Brückengerüste im Front- und Seitenzahnbereich • Primärteile, Doppelkronen, Kronen- und bis zu 3-gliedrige Frontzahnbrückengerüste • Kronen- und mehrgliedrige Brückengerüste im Front- und Seitenzahnbereich 		
Sirona System <ul style="list-style-type: none"> • inLab, inLab VC XL 			<ul style="list-style-type: none"> • inLab, inLab MC XL 		

Abb. 11: Das VITA In-Ceram® System mit seinen Eigenschaften [179]

Die Indikationen für festsitzenden Zahnersatz sind so unterschiedlich wie die Materialien selbst. In der folgenden Abbildung werden mögliche Einsatzgebiete der VITA In-Ceram® Materialien dargestellt.

Indikation	Oxidkeramik				
	Infiltrationskeramik			Sinterkeramik	
	VITA In-Ceram SPINELL	VITA In-Ceram ALUMINA	VITA In-Ceram ZIRCONIA	VITA In-Ceram AL	VITA In-Ceram YZ
	—	—	—	—	—
	—	—	—	●	●
	○	—	—	—	—
	○	—	—	—	—
	—	—	—	—	—
	—	—	—	—	—
	●	●	○	●	●
	—	●	●	●	●
	—	—	—	—	●
	○	●	●	●	●
	—	—	●	—	●
	—	—	—	—	●
Verblendmaterial	VITAVM 7	VITAVM 7	VITAVM 7	VITAVM 7	VITAVM 9

● empfohlen ○ möglich

Abb. 12: In-Ceram® Materialien mit Indikation [179]
 - = nicht empfohlen

2.10. CEREC® inLab®

Die Industrie unterscheidet grundlegend drei Verarbeitungssysteme für stabilisiertes Zirkoniumdioxid, die Grün bzw. Weißbearbeitung, die Hartbearbeitung und die Grünkörperpressung [143]. Zur Grün- bzw. Weiß-Bearbeitung zählt man unter anderem die Systeme Cercon (Degudent), Lava (3M ESPE, Seefeld) und CEREC® (Sirona, Bensheim).

Das CEREC®-System wurde ab 1980 an der Universität von Zürich von *W. Mörmann* und *M. Brandestini* entwickelt. Der Beginn der Marktreife des CEREC® Systems beginnt im Jahre 1987 unter der Mitarbeit von Siemens mit CEREC® 1, welches 1994 zu CEREC® 2 weiterentwickelt wurde. 1997 wurde aus dem CEREC® Projekt der Firma Siemens die Firma Sirona (Bensheim) gegründet. Im Jahre 2000 wurden die neu überarbeiteten Systeme CEREC® 3D und CEREC® inLab® präsentiert. Das CEREC® inLab® System (Sirona, Bensheim) ist die Laborversion und besitzt den weitesten Indikationsbereich. Es beinhaltet einen internen Laserscanner und eine Schleifeinheit mit 2 diamantierten Schleifkörpern verschiedener Formen. Das Softwarepaket umfasst das Softwaremodul Framework 3D für Kronenkäppchen und Brückengerüstkonstruktion, das Modul VInCrOn 3D für Inlays, Onlays, Veneers und Vollkronen und das Softwaremodul Wax Up für Primärinnenteleskope und Implantatabutments [149]. Seit 2005 ist der externe Streifenlichtscanner inEos erhältlich. 2007 erschienen die bislang innovativsten Versionen des CEREC® Systems, CEREC® MC XL und inLab® MC XL, welche schneller, präziser, leiser und komfortabler in ihrer Anwendung sind [141].



Abb. 13: Das CEREC® inLab® Fräsgerät [179]

3. Material und Methode

3.1. Übersicht

Die Proben für den Bruchversuch gliedern sich wie folgt:

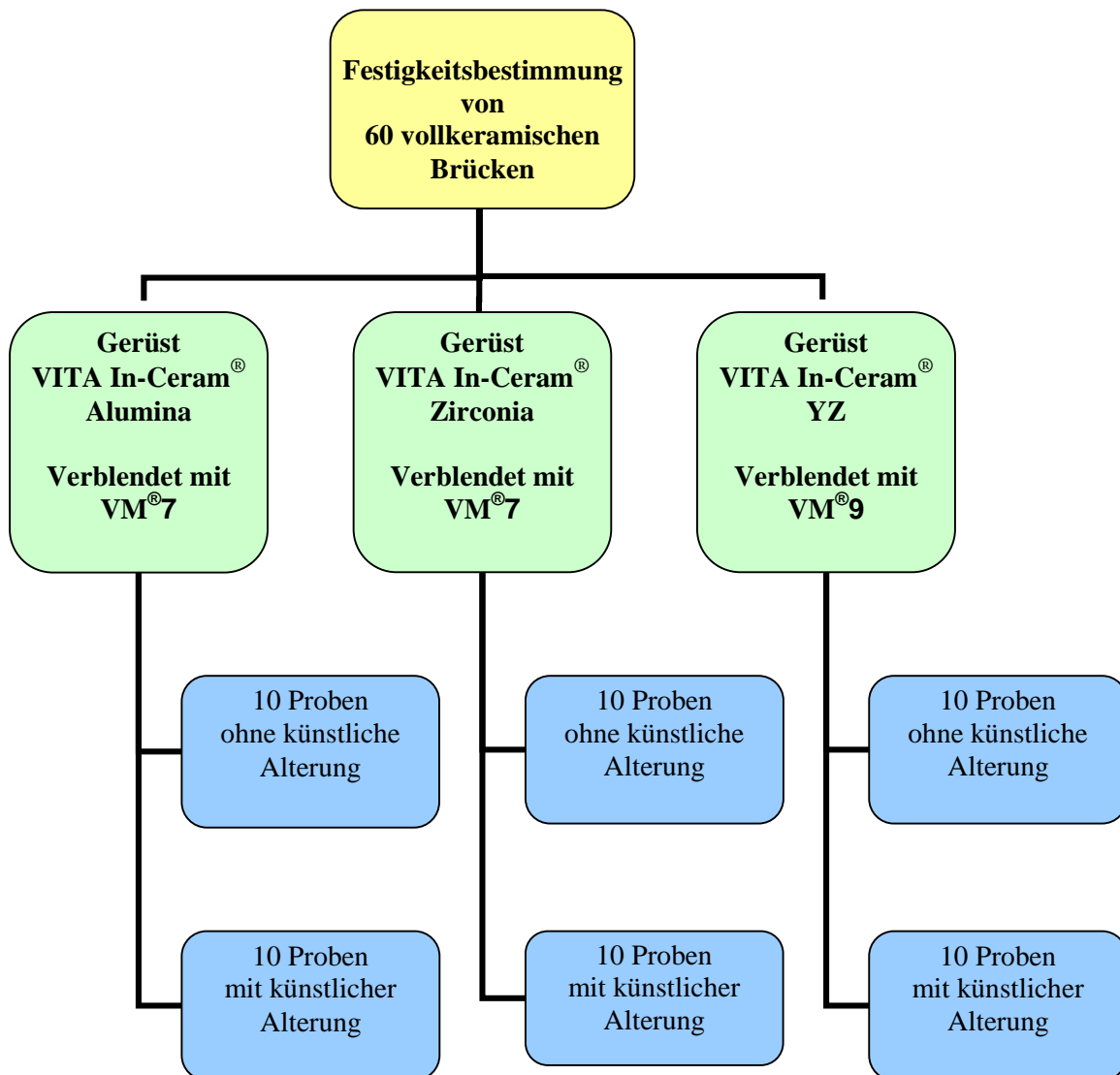


Abb. 14: Versuchsstruktur der Studie zur Untersuchung der Bruchfestigkeit dreier vollkeramischer Gerüstmaterialien mit und ohne Alterung

3.2. Modellherstellung

Die zu testende Brücke befand sich im Unterkiefer von Zahn 45 auf Zahn 47 mit einem Molarenbrückenglied mit einer Spannweite von 11 mm. Es wurden Frasacozähne (Frasaco UK 119, A-3; Franz Sachs & Co., Tett nang) am Parallelometer (Fräsgerät F4 Basic, DeguDent, Hanau) vorpräpariert. Von diesen Prototypen wurden mit dem additionsvernetzenden Silikon Adisil blau (Siladent-Technik GmbH, Goslar) Negativformen hergestellt, welche mit rückstandslos ausbrennendem Dentalwachs (IQ Wachs Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen) gefüllt wurden. Durch diesen Vorgang wurden 10 Wachs-Prämolaren und 10 Wachs-Molaren hergestellt, die anschließend in Remanium 2000 (Dentaurum, Ispringen) gegossen wurden. Der idealisierte Abstand der Brückenkonstruktion wurde mit Hilfe des Frasacomodells (Franz Sachs & Co.) ermittelt (Abb. 15 und 23).



Abb. 15: Erstes Wachsmodel auf einem Frasacomodel

Das weitere Vorgehen entsprach weitgehend der in der Dissertationsschrift von Carolin Pohl beschriebenen Weise [123]. Davon wurde mit additionsvernetzendem Silikon (Adisil blau) eine Dublierform für ein erstes Palapress Vario (Heraeus Kulzer) Modell hergestellt. Dieses wurde ausgearbeitet und ein Silikonmeisterschlüssel angefertigt (Abb. 17). Die Modellzähne wurden mit Tauchwachs (S-U Ceramo Caps Tauchwachs; Schuler-Dental, Ulm) präpariert, um die optimale Desmodontsimulierung zu gewährleisten (Abb. 16) [137].



Abb. 16: Stahlstümpfe nach dem Aufbringen des Distanzwaxes

Abb. 17: Stahlstümpfe in Silikonmeisterschlüssel

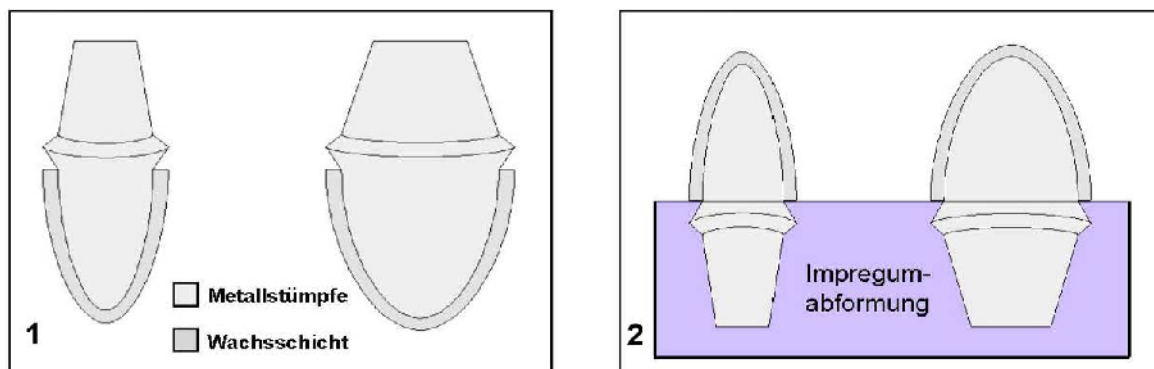


Abb. 18: Schematische Zeichnung 1 und 2 der Modellherstellung nach Pohl [123]

Nun wurden 10 Modelle aus Palapress Vario hergestellt. Danach wurde das Wachs durch Polyether (Impregum, 3M ESPE, Seefeld) mit einem Meisterschlüssel aus Gips (Microstone; Whip Mix, Dortmund) als Übertragungshilfe ersetzt.

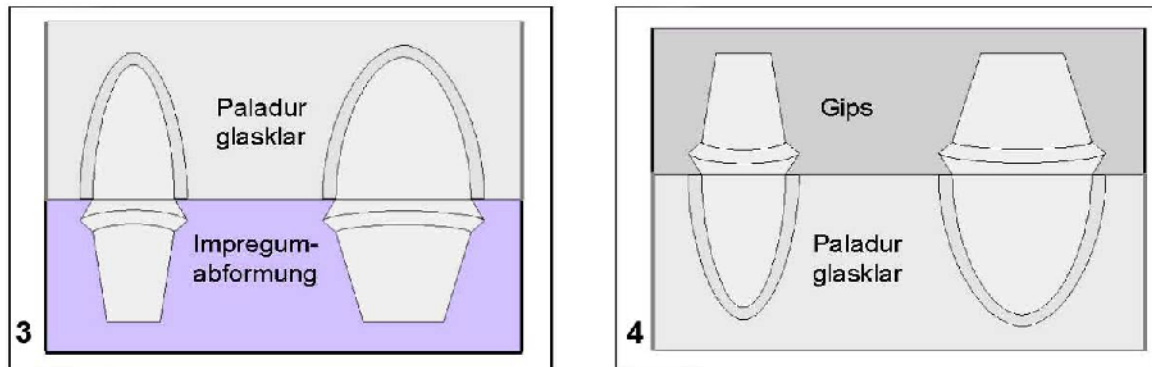


Abb. 19: Schematische Zeichnung 3 und 4 der Modellherstellung nach *Pohl* [123]

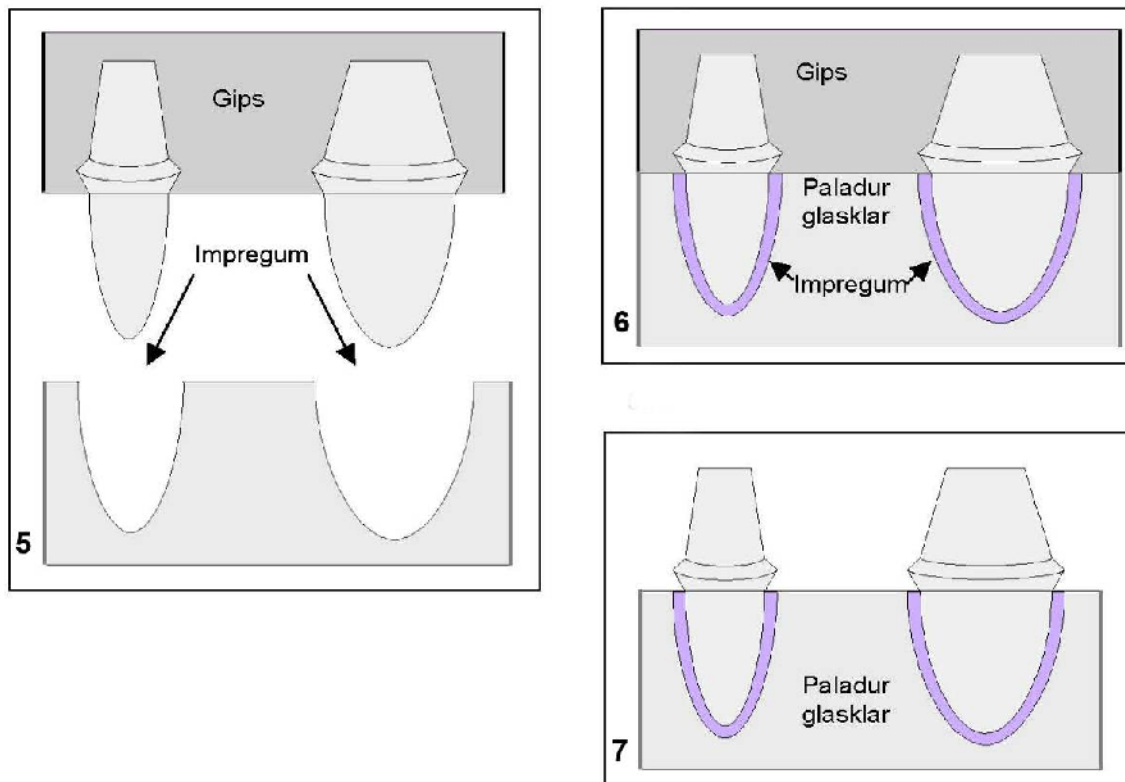


Abb. 20: Schematische Zeichnung 5, 6 und 7 der Modellherstellung nach *Pohl* [123]

Es erfolgte die Nachpräparation am Parallelometer (Fräsgerät F4 Basic, DeguDent) auf $\alpha/2 = 6^\circ$ mit einer Karbitfräse (Komet H 356 RGE 103.031; Gebr. Brasseler, Lemgo).

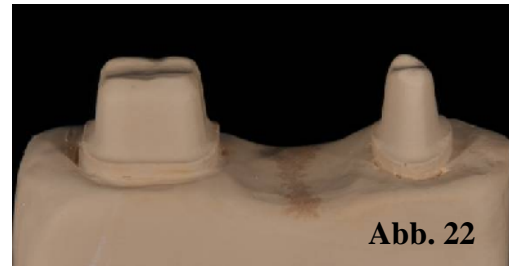


Abb. 21: Modell nach Präparation am Parallelometer mit 6° Konizität

Abb. 22: Meistermodell in Superhartgips

Für jedes Modell wurde ein individueller Meisterschlüssel aus Gips (Microstone; Whip Mix, Dortmund) angefertigt, um das Impregum auswechseln und bei jeder Versuchsreihe die gleichen Bedingungen gewährleisten zu können.

Von den 10 Modellen wurden jeweils 2 Impregum Abformungen genommen, welche jeweils dreimal mit Superhartgips (Octa-Stone, Heraeus Kulzer) ausgegossen wurden. In der Gesamtsumme wurden 60 Meistermodelle aus Superhartgips hergestellt (Abb.22).

Die Dimensionierungen wurden für weitere Studien dokumentiert um eine nötige Vergleichbarkeit in der Zukunft sicherzustellen.

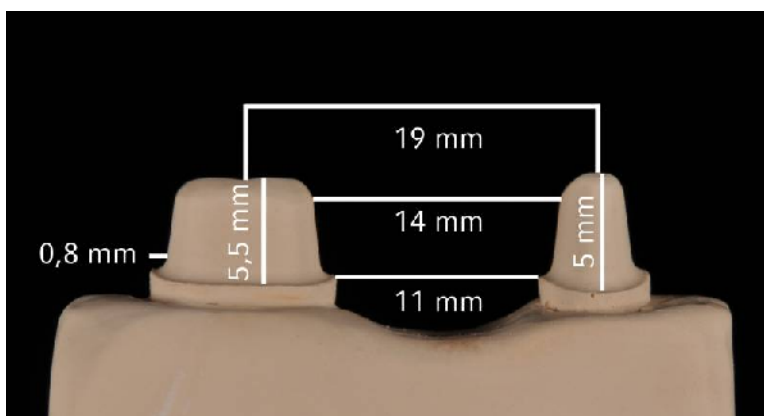


Abb. 23: Dimensionierungen der Modelle

3.3. Prüfkörperherstellung

Alle Arbeiten an den Prüfkörpern wurden nach den Anleitungen für die entsprechenden Materialien durchgeführt. Dabei wurde höchster Wert auf eine objektive Vergleichbarkeit gelegt. Prüfkörper mit objektiven Abweichungen bei der Bearbeitung wurden nicht weiter verwendet. Dazu zählten zum Beispiel Abnutzungserscheinungen der Hochpräzisionsmotoren der Schleifeinheit des CEREC® inLab® Systems oder Materialversagen beim Bearbeitungsvorgang (Abb. 25). Daher wurden 8 von 60 Gerüsten verworfen und neu angefertigt.

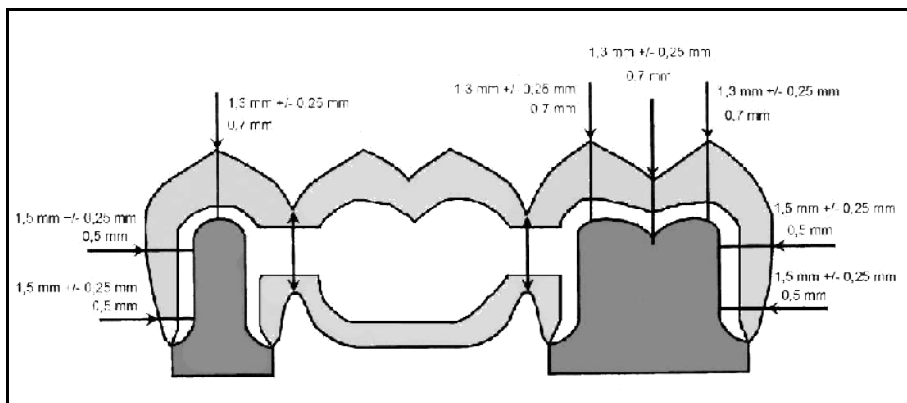


Abb. 24: Probenquerschnitt mit Dimensionierungen



Abb. 25: Versagen bei der Herstellung

3.3.1. Brückengerüsterstellung mit CEREC® inLab®

3.3.1.1. Digitalisierung

Es wurden die von der Firma Sirona geforderten Bedingungen eingehalten und erfahrene Techniker der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik zu Rate gezogen, um ein maximal präzises Ergebnis zu erhalten. Als Scanspray wurde das von der Firma Sirona empfohlene Scanspray (CEREC®, Dentaco, Bad Homburg) verwendet. Um möglichst wenig Substanzauftrag durch das Spray zu erzeugen, wurden die Gipsmodelle für den Laserscannvorgang so dünn wie möglich besprüht. Das Modell wurde vor dem Scannvorgang auf dem CEREC® Modellträger platziert und am Parallelometer ausgerichtet, um ein optimales Scanergebnis zu erzielen. Der Scan wurde mit einem Schrittabstand des CEREC® inLab® Gerätes von 5 Einheiten durchgeführt.

3.3.1.2. Konstruktion

Die Konstruktion der Brückengerüste erfolgte nach Herstellerempfehlung mit einer zirkulären Schichtstärke von 0,5 mm und einer okklusalen Schichtstärke von 0,7 mm, die Verbinder hatten eine Querschnittsfläche von 9 mm² und die von den Herstellern Sirona und VITA empfohlene Geometrie eines stehenden Ovals. Es wurde nur die basale Fläche des Brückengliedes CAD-technisch reduziert, um manuell weniger nacharbeiten zu müssen. Zur Passung wurden die Einstellungen der Kalibrierung des Gerätes übernommen.

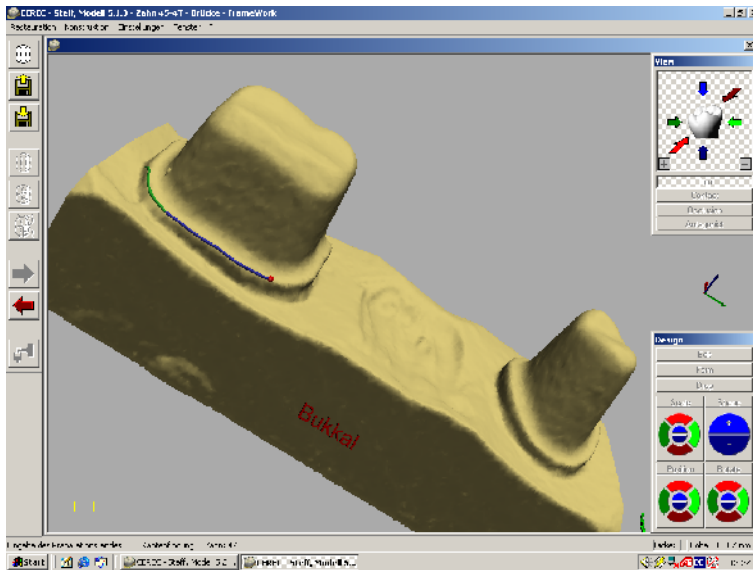


Abb. 26: Einzeichnen des Präparationsrandes

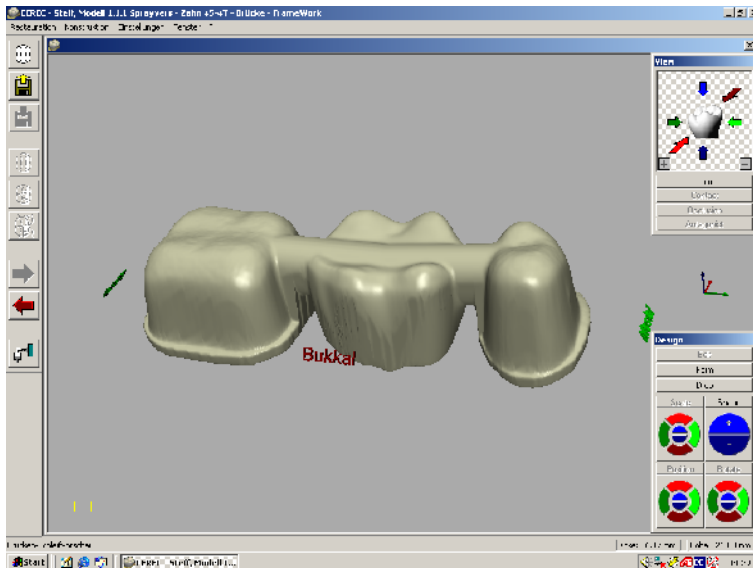


Abb. 27: Gerüstdarstellung mit CEREC® inLab®

3.3.1.3. Schleifkörper

Alle drei Gerüstmaterialien wurden mit den gleichen zwei Schleifkörperarten geschliffen, dem Standardkegel (Cylinder Pointed Bur, 1,6 mm Durchmesser) und dem Langkegel XL (Cone Bur, 12 mm lang). Zu beachten war die unterschiedliche Härte der zu bearbeitenden Blanks. In-Ceram® YZ Blocs sind wesentlich weicher als In-Ceram® Alumina oder In-Ceram® Zirconia Blanks, deshalb wurden die Schleifkörper nach optischer Kontrolle der

Abnutzungserscheinungen unter dem Stereomikroskop (Stemi DV 4 Spot / KI 1500 LCD, Zeiss, Oberkochen) nach etwa 4-8 Gerüstfräsungen, je nach Material, erneuert.

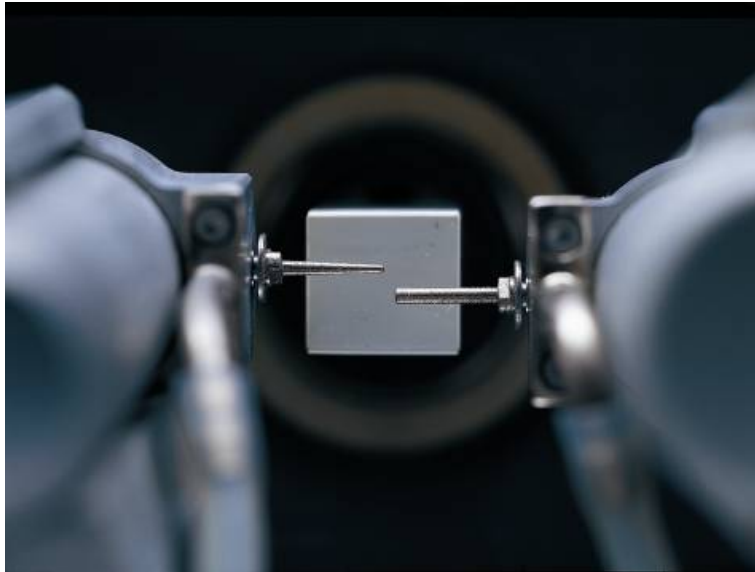


Abb. 28: Schleifeinheit des CEREC[®] inLab[®]

3.3.2. In-Ceram[®] YZ Brückengerüst

Das yttriumstabilisierte Zirkoniumdioxid wird in etwa 20 % größer gefräst, die genaue Dimensionierung wurde vor jedem Fräsvorgang per Herstellerbarcode eingelesen. Nach Beendigung des Schleifvorganges im Cerec[®] inLab[®] wurde das gefräste Gerüst zuerst für ca. 2 Stunden getrocknet bevor es vom Träger abgetrennt und das Brückenglied in seiner basalen Dimensionierung mit einer Hartmetallfräse (H79MEF.104.040, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) bearbeitet wurde. Teilgesintertes In-Ceram[®] YZ ist von fester, kreidiger Konsistenz und würde im feuchten Zustand schmieren.

3.3.2.1. Sintern des Brückengerüstes

Die In-Ceram[®] YZ Blocs wurden anschließend im Thermostar Ofen (Nabertherm, Lilienthal) über Nacht gesintert. Der Ofen wurde erst bei Zimmertemperatur geöffnet. Die Gesamtdauer betrug in etwa 10 Stunden.

	Vt. °C	→ min.	↑ min.	↑ °C/min.	Ca. Temp °C	→ min.	VAC min.
Sintern	-	-	90	17	1530	120	-

Tabelle 10: Parameter des Sintervorganges (Thermostar, VITA)

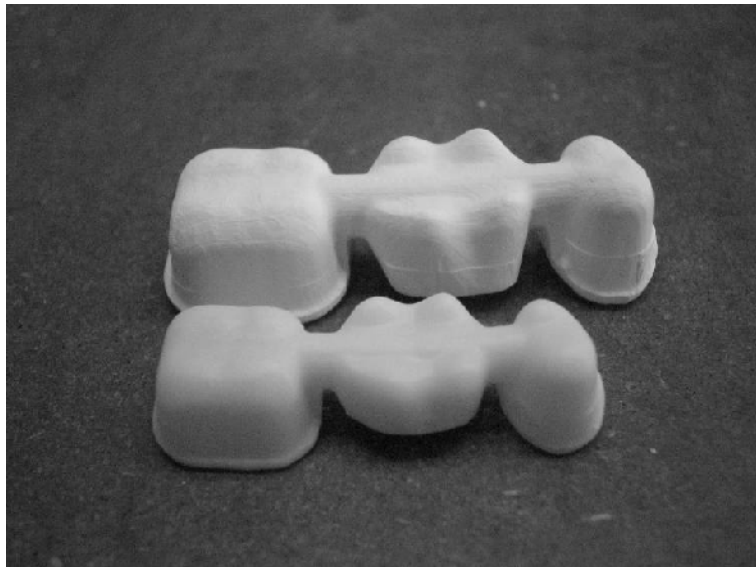


Abb. 29: Sinterschrumpfung von ca. 20 % bei In-Ceram[®] YZ

3.3.2.2. Aufpassen

Aufgepasst wurden die In-Ceram[®] YZ Gerüste mit einer wassergekühlten Technikerturbine (K air plus, KAVO, Biberach an der Riss) mit diversen diamantierten Schleifkörpern (Körnung 30 µm) unter dem Stereomikroskop (Stemi DV4 Spot / KI 1500 LCD, Zeiss, Oberkochen) nach *Witkowski et al.* und *Beuer et al.* [7, 12, 176]. Innenpassung, Verbinder

und Brückenglied wurden nicht verändert, es wurde lediglich der Rand anfiniert und alle Kanten entfernt, die die Verblendung negativ beeinflussen würden.

3.3.3. In-Ceram[®] Alumina & Zirconia Brückengerüst

Diese beiden Gerüstmaterialien werden in der Orginaldimension gefräst. Das Material durchläuft keine Sinterschrumpfung. Deshalb müssen diese Materialien vor der Infiltration mit Lanthanglas in ihre endgültige Form gebracht werden.

3.3.3.1. Aufpassen

Die Aufpassarbeiten wurden laut Herstellerangaben ohne Wasserkühlung mit diversen diamantierten Schleifkörpern laut Anleitung von VITA unter dem Stereomikroskop (Stemi DV4 Spot / KI 1500 LCD, Zeiss) durchgeführt. Die Systematik wurde von *Witkowski et al.* und *Beuer et al.* abgeleitet, da vor der Infiltration nicht mit Hilfsmitteln zur Ermittlung von Störkontakten gearbeitet werden konnte [7, 12, 176]. Wie bei allen Gerüsten, wurden nur die basale Dimensionierung und die Randpassung angepasst. Die durch die Frästechnik entstandenen Kanten wurden ebenfalls geglättet. Innenpassung und Verbinder wurden nicht bearbeitet.

3.3.3.2. Infiltrieren

In-Ceram[®] Alumina und In-Ceram[®] Zirconia wurden mit den jeweiligen Infiltrationsgläsern im Inceramat 3 (VITA) bei 1140 °C infiltriert (Tab. 11/12, Abb. 30/31). Das überschüssige Infiltrationsglas wurde mit Aluminiumkorrund (50 µm / 3 bar Druck) abgestrahlt. Danach erfolgte im Vacumat 40 (VITA) ein Glaskontrollbrand. Trat anschließend Glas aus dem Gefüge aus, wurde der Vorgang wiederholt. Zur Verblendung wurden ausschließlich Gerüste

nach einem durchgeführten Glaskontrollbrand verwendet, bei welchem kein Glas mehr aus dem Gerüst ausgetreten war. Eine Endkontrolle der Passung wurde auf dem Meistermodell durchgeführt.

In-Ceram[®] Alumina

	Vt. °C	→ min.	↑ min.	↑ °C/min.	Ca. Temp °C	→ min.	VAC min.
Reinigungsbrand	600	3.00	3.00	33	700	5.00	-
1. Infiltrationsbrand	600	1.00	7.00	77	1140	40.00	40.00
2. Infiltrationsbrand	600	1.00	7.00	77	1140	40.00	40.00
Glaskontrollbrand	600	-	5.00	80	1000	5.00	-

Tabelle 11: Parameter des VITA Inceramat 3 für In-Ceram Alumina Infiltration

In-Ceram[®] Zirconia

	Vt. °C	→ min.	↑ min.	↑ °C/min.	Ca. Temp °C	→ min.	VAC min.
Reinigungsbrand	600	3.00	3.00	33	700	5.00	-
1. Infiltrationsbrand	600	1.00	27.00	20	1140	40.00	40.00
2. Infiltrationsbrand	600	1.00	27.00	20	1140	40.00	40.00
Glaskontrollbrand	600	-	5.00	80	1000	5.00	-

Tabelle 12: Parameter des VITA Inceramat 3 für In-Ceram[®] Zirconia Infiltration



Abb. 30: Brücken direkt nach der Infiltration



Abb. 31: Brücke rechts vor der Infiltration und links nach der Infiltration und Korundstrahlen

3.3.4. Keramik Verblendung VM[®]7 / VM[®]9

Die Verblendung wurde mit den von der Firma VITA (Bad Säckingen) empfohlenen Verblendkeramiken durchgeführt.

VITAVM [®] 7	Materialien
In-Ceram [®] Alumina	Base Dentin, Enamel, VITA Akzent
In-Ceram [®] Zirconia	Base Dentin, Enamel, VITA Akzent

VITAVM [®] 9	Materialien
In-Ceram [®] YZ	Effect Bonder, Base Dentin, Enamel, VITA Akzent

Zusammensetzungen dieser Materialien in Anhang 8.5 Tabelle 29 und 30.

Es wurde die Sinterschrumpfung und dadurch auftretende Spannungen durch bekannte Techniken minimiert (Abb. 32).



Abb. 32: Aufbrennkeramik geschichtet mit Entlastungen zur Kompensation der Schrumpfungsspannungen

Zum Einsatz kam der Vacumat 40 (VITA), da dieser auch die nötige Temperatur für den VITA In-Ceram[®] YZ Heilbrand und für den Glaskontrollbrand realisieren konnte. Vor dem Glanzbrand wurden alle Brücken mit einem Diamantschleifkörper bearbeitet und auf die gleichen Verblendschichtdicken reduziert (Abb. 33 / 34).

	Vt. °C	→ min.	↑ min.	↑ °C/min.	Ca. Temp °C	→ min.	VAC min.
1. Dentinbrand	500	6.00	7.27	55	910	1.00	7.27
2. Dentinbrand	500	6.00	7.16	55	900	1.00	7.16
Glanzbrand	500	-	5.00	80	900	1.00	-
Glanzbrand Akzent	500	4.00	5.00	80	900	1.00	-

Tabelle 13: Brenntemperaturen VITAVM[®]7 [167]

	Vt. °C	→ min.	↑ min.	↑ °C/min.	Ca. Temp °C	→ min.	VAC min.
Heilbrand	500	-	5.00	100	1000	15.00	-
Effect Bonder	500	6.00	6.00	80	980	1.00	6.00
1. Dentinbrand	500	6.00	7.27	55	910	1.00	7.27
2. Dentinbrand	500	6.00	7.16	55	900	1.00	7.16
Glanzbrand	500	-	5.00	80	900	1.00	-
Glanzbrand Akzent	500	4.00	5.00	80	900	1.00	-

Tabelle 14: Brenntemperaturen VITAVM[®]9 [167]



Abb. 33: Aufbrennkeramik reduziert auf vorgeschriebene Schichtdicke

Abb. 34: Brücke nach Glanzbrand

3.4. Zementieren

Die Stahlstümpfe der Modelle wurden vor dem Zementieren mit Korund von 50 μm Korngröße und mit dem Druck von 1 bar abgestrahlt. Die Brücken wurden in Isopropanol 70 % im Ultraschall 2 Minuten gesäubert. Die Zementierung fand unter fettfreien und trockenen Bedingungen statt. Nach dem gleichmäßigen Einbringen des Zements (KetacCem, 3M ESPE), wurden die Brücken auf die Stümpfe, durch zentrale Belastung des Brückengliedes mit 15 Newton für 10 Minuten, zementiert. Nach 7 Minuten wurden die Zementüberschüsse entfernt. Die Brücken wurden für 24 Stunden in physiologischer Kochsalzlösung bis zur völligen Aushärtung des Zements gelagert.



Abb. 35: Brücke auf Prüfmodel zementiert

3.5. Belastungstests

3.5.1. Bestimmung der Bruchlast

Alle Proben wurden mit der Universalbruchmaschine (Zwick[®]UMP 1445, Ulm) bis zu ihrem Versagen zentral in der Fissur des Brückengliedes belastet. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug $0,5 \text{ mm min}^{-1}$. Die Kraft wurde über einen abgerundeten Druckstempel (Werkzeugstahl, Durchmesser 10 mm) auf die Fossa des ersten Molaren übertragen. Um eine gleichmäßige Druckverteilung zu gewährleisten wurde eine Polyethylenfolie zwischen Probe und Druckstempel angebracht. Die Prüfmaschine war so eingestellt, dass ein 20 %iger Kraftabfall vom Momentanwert eine automatische Brucherkenennung zur Folge hatte.

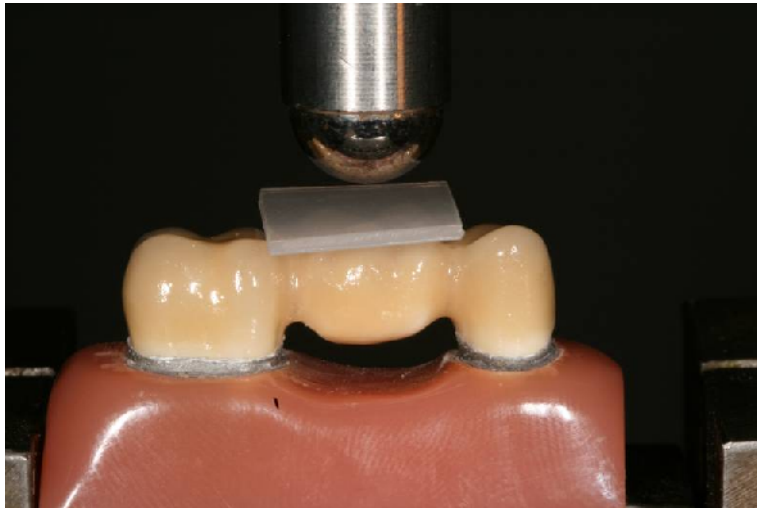


Abb. 36: Brücke vor Bruchlastbestimmung

3.5.2. Alterungssimulation

Jeweils die Hälfte der Brücken wurde einer thermomechanischen Wechselbelastung im Kausimulator der LMU München (Willytec, Graefelfing Abb. 37) unterzogen.

Hier wurden 1,2 Millionen Lastwechsel mit einer Last von 50 Newton bei einer Frequenz von 1,2 Hz über einen abgerundeten Druckstempel (Werkzeugstahl, Durchmesser 6 mm), bei einer Belastungsgeschwindigkeit von 10 mm pro Sekunde, der senkrecht in die zentrale Fossa des Brückengliedes drückte, durchgeführt. Parallel dazu wurden 10000 Thermozyklen (5°C – 55°C) im Abstand von 90 Sekunden mit entmineralisiertem Wasser durchgeführt. Die Simulation erstreckte sich über ca. 12 Tage was in etwa einer *in vivo* Tragedauer von 5 Jahren entspricht [91].



Abb. 37: Kausimulator Münchnermodell (Willytec, Gräfelfing)

3.6. Statistische Auswertung

Der größte Teil der statistischen Auswertung wurde mit dem Programm SPSS 15 (SPSS Software, München) durchgeführt. Ausschließlich wurde die Weibullauswertung mit dem Programm Visual-XSel 10.0 Weibull / Multivar (CRGRAPH, München) berechnet.

3.6.1. Explorative Datenanalyse

Die Explorative Datenanalyse dient primär dazu, sich ein Bild der Daten zu verschaffen und sie einer Plausibilitätsprüfung zu unterziehen. Dabei konnten Fehleingaben und Ausreißer im Vorfeld identifiziert werden. Es gab keine klaren Vorgaben, welche Tests bei einer explorative Datenanalyse durchgeführt werden müssen.

3.6.2. Deskriptive Statistik

Bei der Berechnung deskriptiver Statistiken können Lagemaße (z.B. Mittelwert, Streuungsmaß, Standardabweichung) und Verteilungsmaße (z.B. Schiefe) berechnet werden. Als Parameter wurden die Anzahl der zugelassenen Werte, das arithmetische Mittel die Standardabweichung, Maximal- und Minimalwert verwendet. Die Medianwerte wurden in einem Boxplotdiagramm dargestellt.

3.6.3. Oneway ANOVA

Die einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung ist ein interferenzstatistisches Testverfahren zum Vergleich von Mittelwerten aus unabhängigen Stichproben. Mit dem Oneway ANOVA Test wurden Mittelwerte auf ihre Unterschiedlichkeit getestet.

3.6.4. Nichtparametrischer Test nach Mann-Whitney und Wilcoxon

Bei einem Mann-Whitney Test werden die Werte der beiden zu untersuchenden Gruppen zunächst zu einer Gruppe zusammengefasst und in aufsteigender Folge geordnet. Dann wird jedem der Werte entsprechend seiner Position in der Gruppe ein Rang zugewiesen. Nun werden getrennt für beide Gruppen die Summen der Rangwerte berechnet. Anhand der Summen, wird die Hypothese getestet, ob die beiden Stichproben der gleichen Grundgesamtheit entstammen. Dies ist der Fall, wenn die Summen der Ränge annähernd gleich groß sind. Aus dieser Null-Hypothese lassen sich einseitige und zweiseitige Signifikanzen berechnen, falls sie von einander abweichen. Das Testergebnis wird dann als signifikant bezeichnet, wenn $P < 0.05$ ist. Bei Werten zwischen 0.05 und 0.1, spricht man von einer Tendenz zur Signifikanz. Ist P größer als 0.1, gilt das Ergebnis als nicht signifikant [131].

Der nichtparametrische Test nach Mann-Whitney wurde deshalb verwendet, da er auch bei sehr kleinen Wertgruppen funktioniert.

3.6.5. Post-hoc Test nach Student-Newman-Keuls

Der Student-Newman-Keuls-Test kann nur im balancierten Fall (gleicher Umfang r aller Stichproben) angewandt werden. Er diente dem Auffinden von homogenen Untergruppen von Mittelwerten.

3.6.6. Weibullauswertung

Die Weibullauswertung basiert nicht auf dem Prinzip der Gaußschen Verteilung, sondern auf dem Prinzip der Weibullverteilung, einer asymmetrischen Verteilung. Es wurde das graphische Verfahren zur Auswertung gewählt. Bestimmt wurden das Weibullmodul $[m]$ mit

dem eine Aussage über die Homogenität der Testreihe getroffen werden kann und die Weibullfestigkeit $\sigma_{63,21}$ % bzw. σ_0 , welche die wirkende Zugspannung kennzeichnet, bei der 63,21 % aller getesteten Proben einer Testreihe versagen, bestimmt.

Das Problem jeder Statistik ist eine zu geringe Anzahl an Prüfkörpern. Weibullauswertungen mit Prüfkörperanzahlen unter 30 Stück, täuschen größere Weibullmodule vor [108].

3.7. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

3.7.1. Anfertigung der REM Proben

Zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung wurden jeweils die 2 stabilsten und die 2 schwächsten Bruchproben der 6 Testreihen verwendet. Alle Proben wurden mit Ethanol im Ultraschallbad gereinigt und staubfrei aufbewahrt. Nach dem Besputtern mit einer Gold-Platin-Legierung wurden initiale Bilder bei 200-facher Vergrößerung gemacht. Bei auffälligen Strukturen wurden weitere Vergrößerungen gewählt.

3.7.2. Bruchkantenanalyse mit dem REM

Aufgrund der Bruchmechanik sind Zugkräfte an der basalen Zone der Verbinder bruchauslösend. Deshalb wurde die Suche nach bruchauslösenden Faktoren auf diesen Bereich konzentriert. Die typische fraktographische Struktur nach der im Rasterelektronenmikroskop gesucht wurde, kann Hinweise auf das Bruchgeschehen geben [79-80, 138]. Keramische Brüche stellen sich leider fraktographisch nicht immer eindeutig dar. Man kann bei Brüchen bis zum Versagen, rückwirkend nur vermuten, an welcher Stelle sich der Rissursprung befand [19].

Gesucht wurde nach einem Risskeim, von welchem strahlenförmig in alle Richtungen charakteristisch auslaufende Risse hinterlassen wurden. Zentral befindet sich eine glatte

Oberfläche, ein so genannter Spiegel (Abb. 38). Darauf folgen 2 Zonen, im Englischen als „mist region“ und „hackle region“ bezeichnet. Durch Änderung der Rissgeschwindigkeit ändert sich deren Reliefstruktur [80]. *Taskonak et al.* fanden 2008 über fraktographische Analysen heraus, dass ein Riss der Verblendkeramik ein Versagen der Gerüstkeramik an gleicher Stelle wahrscheinlich machte [161].

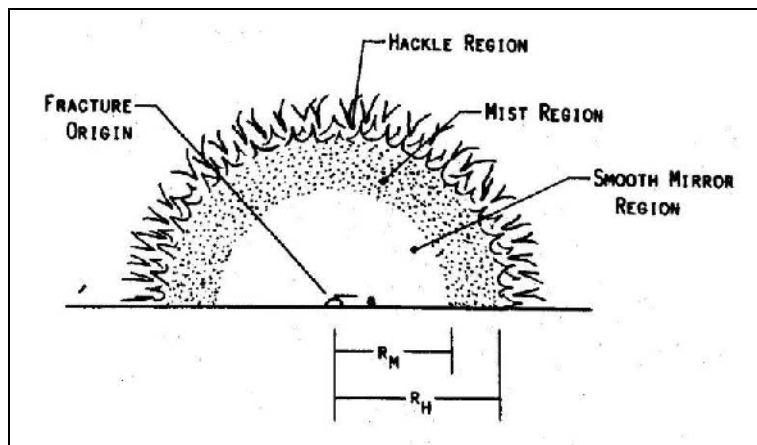


Abb. 38: Schematische fraktographische Darstellung einer Bruchauslösung [80]

4. Ergebnisse

4.1. Bruchwerte

Bei einer ersten Sichtung der gemessenen Bruchwerte durch grafische Darstellung in Microsoft Excel, waren erste Tendenzen zu erkennen. Es wurden die Bruchwerte vom kleinsten Wert aufsteigend zum größten Wert innerhalb ihrer Testgruppe sortiert und grafisch dargestellt. Es lässt sich ein Unterschied zwischen den Kurven des Initialbruchs und der nach Alterung der Proben erkennen.

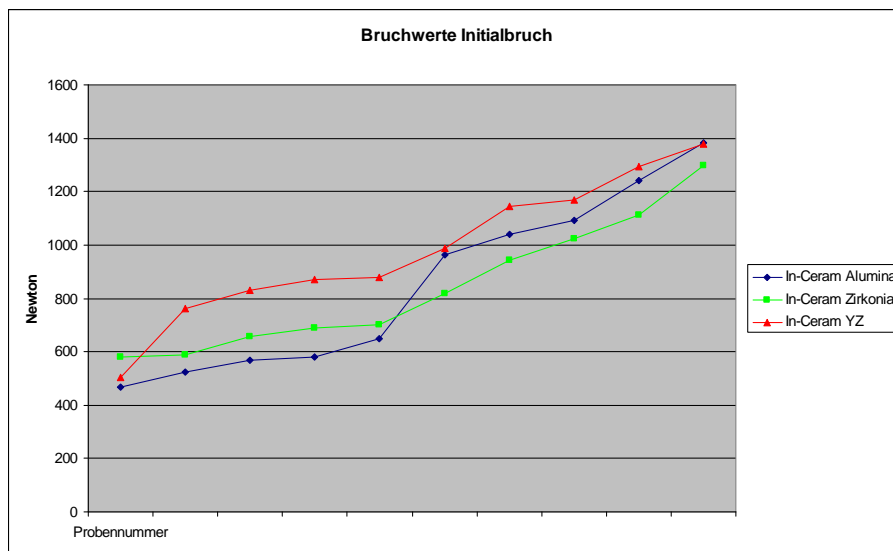


Tabelle 15: Bruchfestigkeitsvergleich initial aufsteigend sortiert

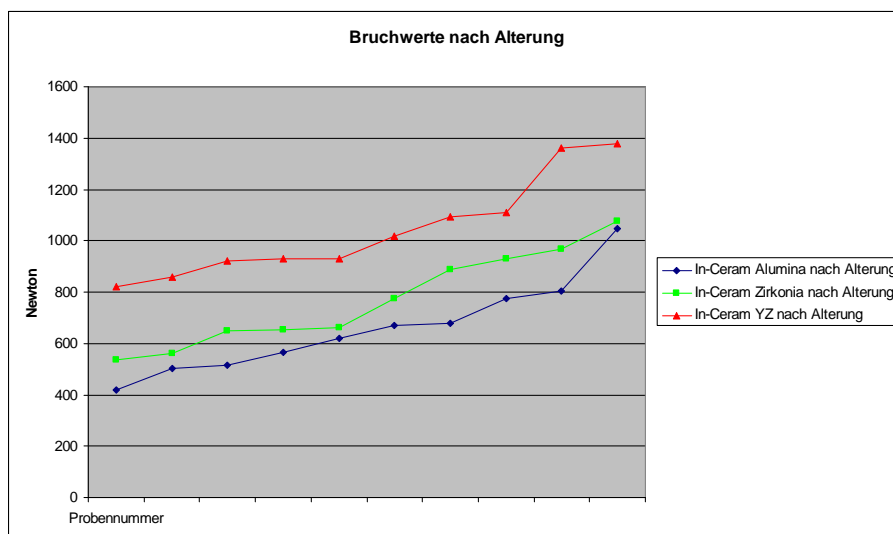


Tabelle 16: Bruchfestigkeitsvergleich nach Alterung aufsteigend sortiert

4.2. Statistische Auswertung

4.2.1. Explorative Datenanalyse

Bei der explorativen Datenanalyse mit SPSS 15.0 konnten keine Ausreißer identifiziert werden. Der Vergleich der beiden Tabellen (17/18) zeigt eine deutliche Änderung der Bruchfestigkeit nach der durchgeführten Alterung.

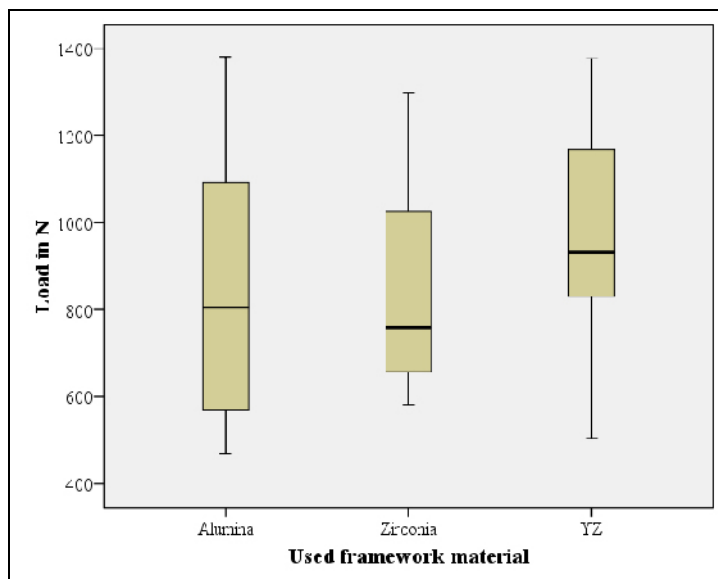


Tabelle 17: Explorative Datenanalyse der Initialen Bruchfestigkeit

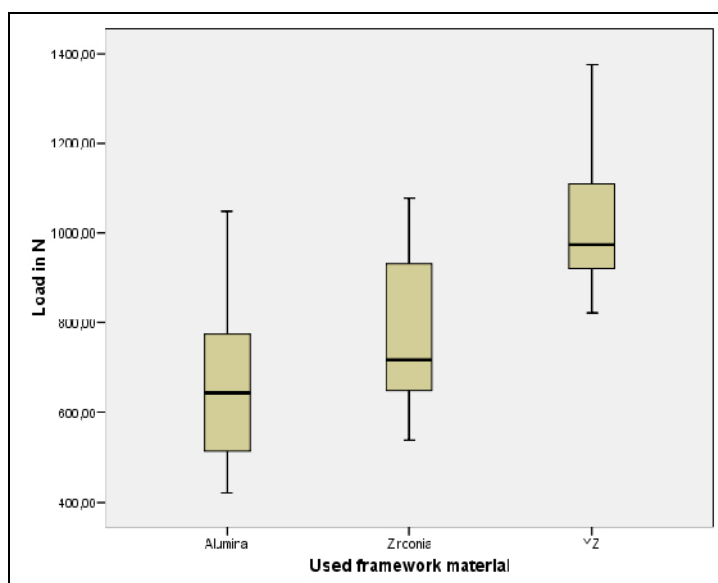


Tabelle 18: Explorative Datenanalyse der Bruchfestigkeit nach Alterung

4.2.2. Deskriptive Statistik

Bei Betrachtung der Mittelwerte fällt auf, dass In-Ceram[®] Alumina durch den Alterungsprozess 22,54 % an Festigkeit verliert. Bei In-Ceram Zirconia sind es nur noch 8,51 %. In-Ceram[®] YZ zeigt eine mittlere Festigkeitszunahme von 6,1 % durch den Alterungsvorgang.

Auffällig ist die durchgehend niedrige Standardabweichung, welche sich nach der Alterung der Proben noch kleiner darstellt. Sie ist jedoch nicht aussagekräftig, da sie über die Gaußscheverteilung berechnet wird, welche bei keramischen Materialien keine Anwendung findet.

	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Initiale Festigkeit In-Ceram[®]					
Alumina	850,72	805,20	331,03	469,10	1381,51
Zirconia	841,44	756,67	243,61	581,76	1298,75
YZ	981,40	933,18	265,92	505,00	1376,80
Alterung In-Ceram[®]					
Alumina	659,09	643,31	182,03	420,48	1048,24
Zirconia	769,84	717,19	185,61	538,03	1077,37
YZ	1041,95	973,98	195,41	821,52	1375,97

Tabelle 19: Deskriptive Statistik

4.2.3. One-way ANOVA

Durch die statistische One-way ANOVA (analysis of variance) Analyse kann eindeutig nachgewiesen werden, dass vor der Alterung innerhalb und zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede bestehen. Nach der Alterung ändert sich das Ergebnis. Die gealterten Proben weisen nun einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen auf ($p < 0.001$). Das heißt, dass nach der Alterung die Biegefestigkeitsunterschiede zwischen In-Ceram[®] Alumina, In-Ceram[®] Zirconia und In-Ceram[®] YZ signifikant sind. Um genau zu bestimmen, zwischen welchen Proben Gruppen sich eine Signifikanz beschreiben lässt, wurden noch 2 weitere statistische Tests durchgeführt.

Ohne Alterung	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	0.474
Innerhalb der Gruppen	

Tabelle 20: One-way ANOVA der Festigkeitswerte der Prüfkörper ohne künstliche Alterung
Die Gruppen weisen keine signifikanten Unterschiede auf.

Alterung	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	0.0001
Innerhalb der Gruppen	

Tabelle 21: One-way ANOVA der Festigkeitswerte der Prüfkörper mit künstlicher Alterung
Zwischen den Gruppen besteht ein signifikanter Unterschied

4.2.4. Nichtparametrischer Test nach Mann-Whitney und Wilcoxon

Bei einer Paarweisen Untersuchung der Bruchwerte vor und nach der Alterung, mit dem Test nach Mann-Whitney und Wilcoxon, konnten keine Signifikanzen festgestellt werden.

Gruppe	Paarweiser Vergleich	p - Wert	Wertung
In-Ceram® Alumina	Initiale Festigkeit gegen Alterung	$p > 0.05$	nicht signifikant
In-Ceram® Zirconia	Initiale Festigkeit gegen Alterung	$p > 0.05$	nicht signifikant
In-Ceram® YZ	Initiale Festigkeit gegen Alterung	$p > 0.05$	nicht signifikant

Tabelle 22: Statistischer Test nach Mann-Whitney und Wilcoxon

4.2.5. Post-hoc Test nach Student-Newman-Keuls

Der Test nach Student-Newman-Keuls zeigte eindeutig, dass eine Gruppensignifikanz nach der Alterung der Prüfkörper bestand. Das heißt, dass In-Ceram® YZ im Vergleich zu In-Ceram® Alumina und In-Ceram® Zirconia eine signifikant höhere Bruchfestigkeit nach der Alterung der Brücken besaß. Eine Auswertung der Werte der ungealterten Proben ergab keine Aussage.

Gerüstmaterial	Anzahl	Untergruppe für Alpha = .05	
		1	2
In-Ceram® Alumina	10	659,092	
In-Ceram® Zirconia	10	769,843	
In-Ceram® YZ	10		1041,956
Signifikanz		0.199	1.000

Tabelle 23: Statistischer Test nach Student-Newman-Keuls
(Mechanische Bruchfestigkeitswerte nach Alterung)

4.2.6. Weibullauswertung

Über den Niveauparameter $\sigma_{63,21} \%$, welcher das Weibullmodul m definiert, lässt sich eine Aussage über die Materialqualität treffen (siehe 2.5.7.). Je höher das Weibullmodul, desto enger liegen die untersuchten Werte bei einander, je vorhersagbarer ist der zu erwartende Wert weiterer Versuche.

Der übersichtliche Vergleich in Tab. 25 stellt dar, dass durch Alterung generell die Streuung der Bruchwerte abnimmt.

Das Weibullmodul, welches als Parameter für die Streuung der Messwerte steht, spiegelte über Werte von 3,7 vor der Alterung und 5,7 nach der Alterung von In-Ceram[®] YZ eindeutig die Homogenität und den funktionierenden Mechanismus der Umwandlungsverstärkung wieder. Die Werte von In-Ceram[®] Alumina und In-Ceram[®] Zirconia verbesserten sich nicht in diesem Ausmaß durch den Alterungsprozess.

In Tabelle 26 und 27 sind die jeweiligen Weibullmodule grafisch dargestellt. Auf der X-Achse ist die Bruchfestigkeit in Newton ablesbar. Die Y-Achse stellt die Versagenswahrscheinlichkeit dar. Nun kann sehr einfach eine Versagenswahrscheinlichkeit für die geforderte 600 Newtongrenze abgelesen werden. Vor der Alterung liegt diese bei In-Ceram[®] YZ bei 10 %. In-Ceram Zirconia und In-Ceram Alumina liegen bei etwa 18 % und 25 %. Nach der Alterung der Proben verbessert sich In-Ceram[®] YZ auf etwa 3 %, In-Ceram[®] Zirconia und In-Ceram[®] Alumina verschlechtern sich auf etwa 20 % und 30 %.

Material	Weibullfestigkeit	Weibullmodul
	in Newton	m
In-Ceram[®] Alumina	966,65	2,64
nach Alterung	726,02	4,05
In-Ceram[®] Zirconia	933,61	3,74
nach Alterung	844,08	4,43
In-Ceram[®] YZ	1089,61	3,70
nach Alterung	1124,99	5,71

Tabelle 24: Weibullauswertung
 Die Weibullfestigkeit ist definiert über die 63,21 % Versagensgrenze.
 Je größer das Weibullmodul ist, desto geringer ist die Streuung der Messwerte.

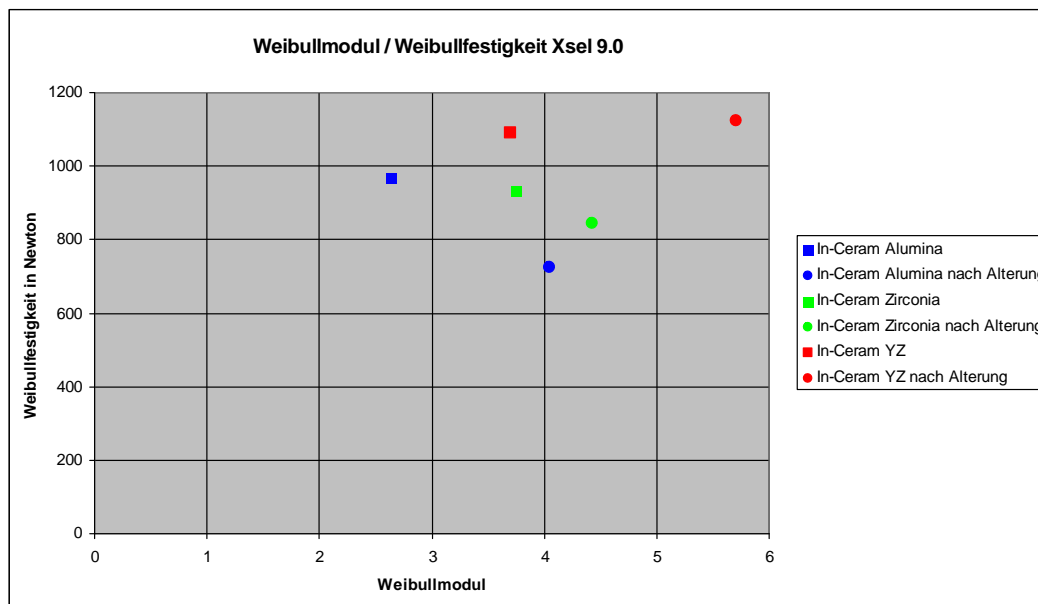


Tabelle 25: Weibullmodul mit Weibullfestigkeit im Vergleich

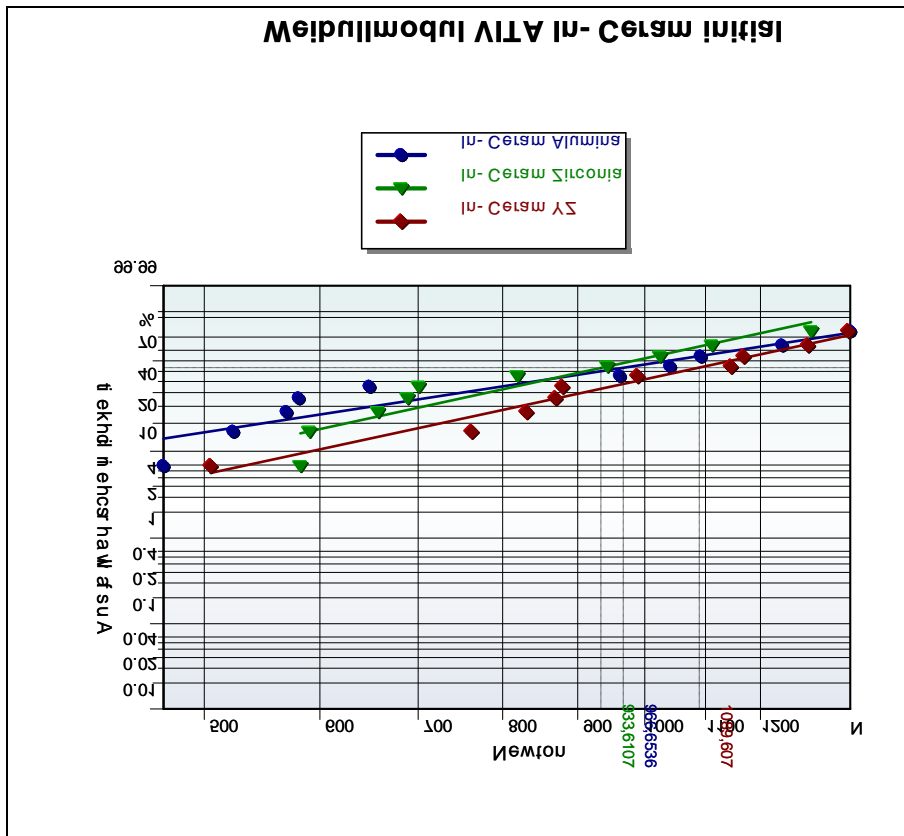


Tabelle 26: Weibullvergleich der Gerüstmaterialien des Sofortbruches

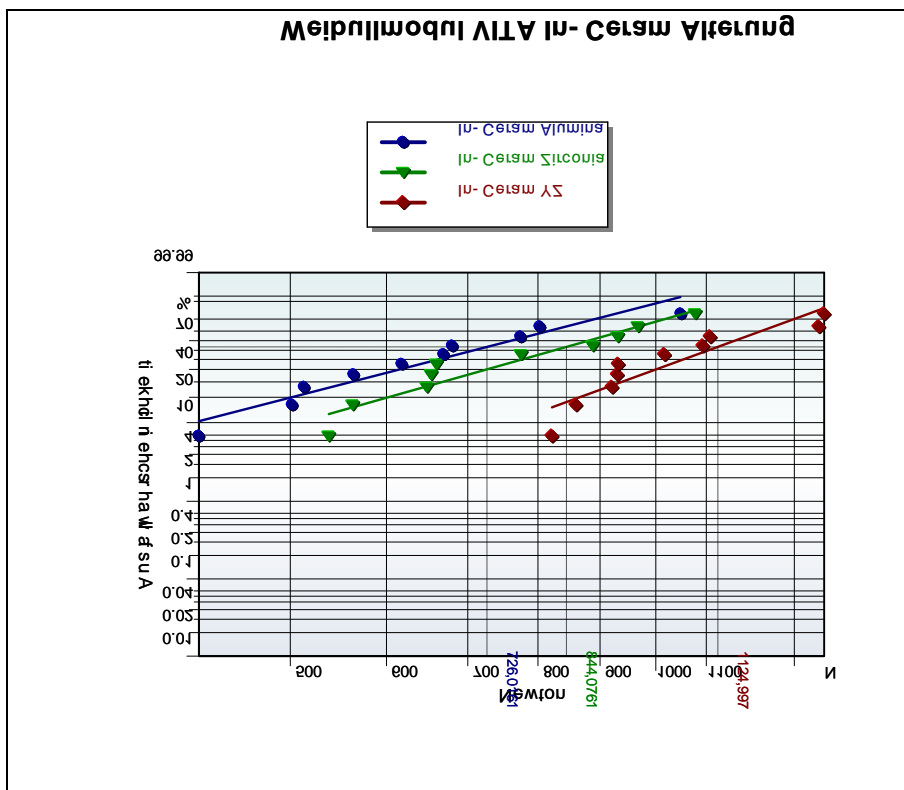


Tabelle 27: Weibullvergleich der Gerüstmaterialien nach Alterung

4.3. Analyse der Bruchart und Bruchfragmente

Keine der getesteten Proben zeigte Abplatzungen der Verblendkeramik durch die Kausimulation, was auf gut abgestimmte Eigenschaften zwischen Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken hinweist.

Bei den Bruchversuchen konnten Knackgeräusche festgestellt werden, welche nicht direkt zum Versagen der Restauration führten, aber im Diagramm des Belastungsverlaufs sichtbar waren.

Von den 60 getesteten Restaurationen, brachen 33 Brücken distal und 27 Brücken mesial des Brückengliedes. Der typische Bruchspaltverlauf, führt von der basalen Fläche des Verbinders, aufwärts in einem bogenförmigen Verlauf zur Mitte der Kaufläche der Restauration, also zum Punkt der Belastung.

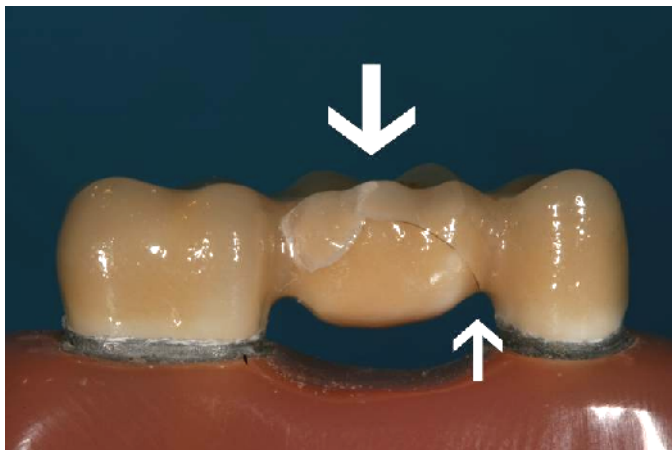


Abb. 39: Typische Bruchform

4.4. Analyse der REM Bilder

4.4.1. Struktur der Werkstoffe

Bei der Betrachtung der Werkstoffstrukturen fällt eindeutig auf, dass In-Ceram[®] Alumina und In-Ceram[®] Zirconia ähnlich aussehen, was Struktur und Porosität angeht (Abb. 40 und 41). Es fällt weiterhin auf, dass In-Ceram[®] YZ wesentlich feinere Korngrößen und Poren aufweist (Abb. 42).

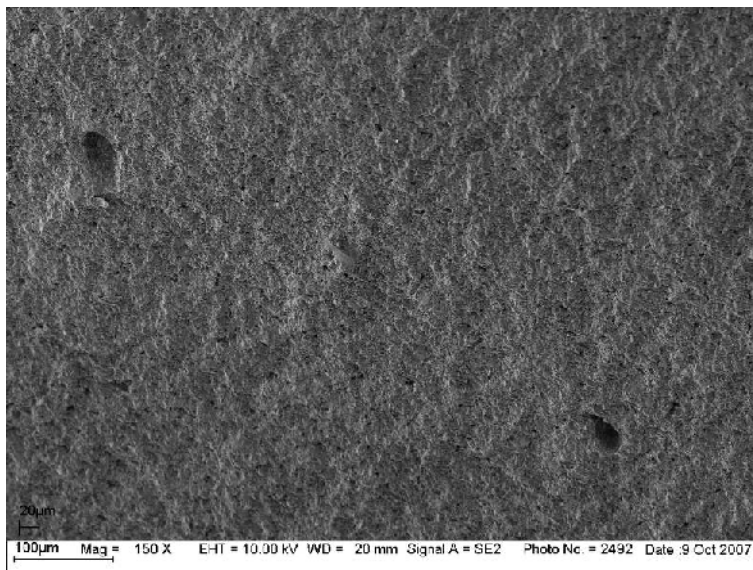


Abb. 40: In-Ceram[®] Alumina Oberfläche

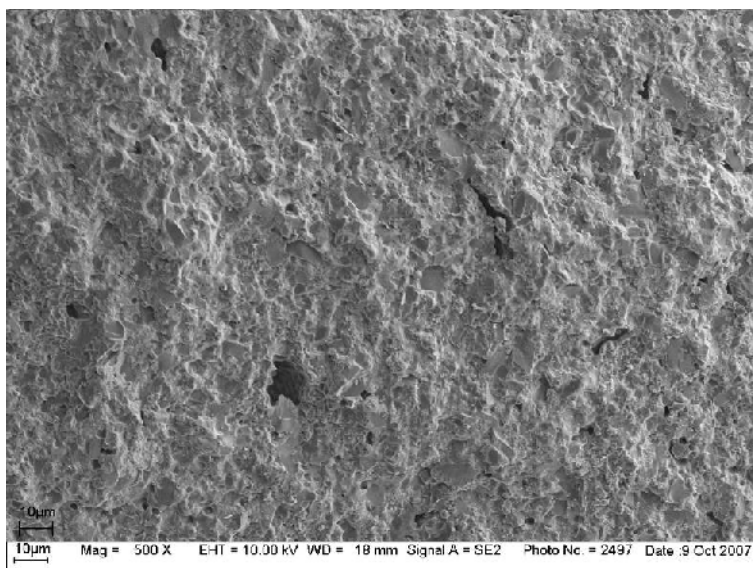


Abb. 41: In-Ceram[®] Zirconia Oberfläche

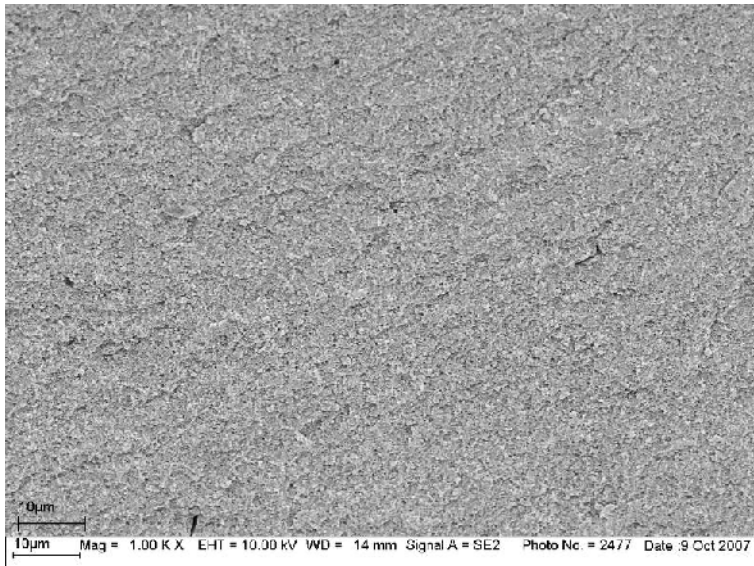


Abb. 42: In-Ceram® YZ Oberfläche

Die Übergänge von Gerüstmaterial zur Verblendkeramik bei Glasinfiltrationskeramiken wie In-Ceram® Alumina und In-Ceram® Zirconia (Abb. 43), stellte sich sehr homogen dar. Wohingegen sich der Übergang von In-Ceram® YZ zur Verblendkeramik VITA VM®9 eindeutig abgrenzen lässt (Abb. 44).

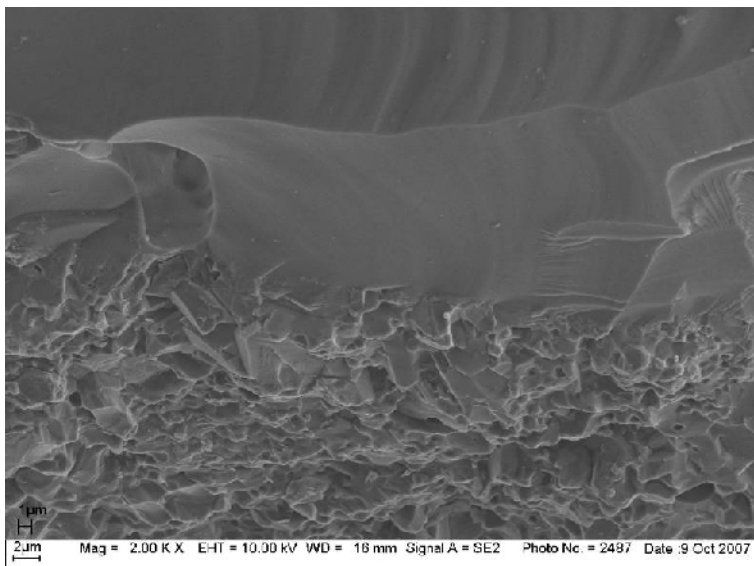


Abb. 43: Grenzschicht zwischen Gerüst und Verblendkeramik
unten In-Ceram® Alumina, oben Verblendkeramik VM®7

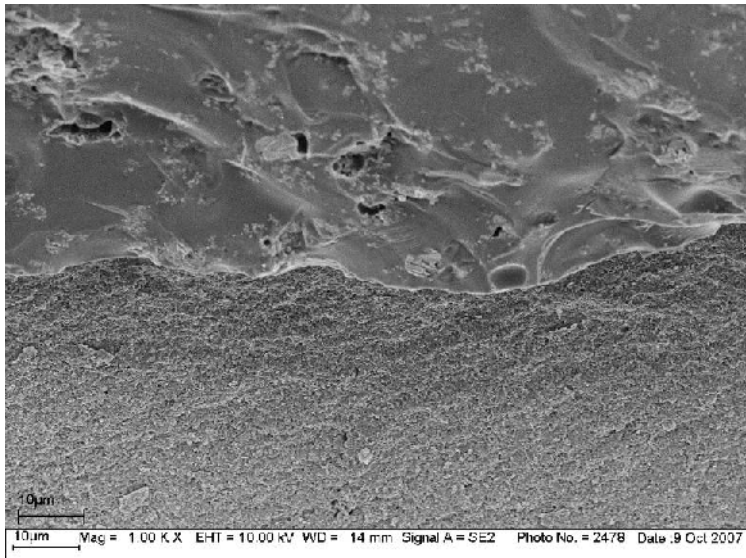


Abb. 44: Grenzschicht zwischen Gerüst und Verblendkeramik unten In-Ceram® YZ, oben Verblendkeramik VM®9

4.4.2. Auffällige Strukturen

Typische Bruchgrenzen von Keramiken stellen sich als Stufenbruch dar. Auch ist der typische „Sonnenaufgang“ sichtbar. In den beiden folgenden Abbildungen 45 und 46 sieht man diese typischen Strukturen.

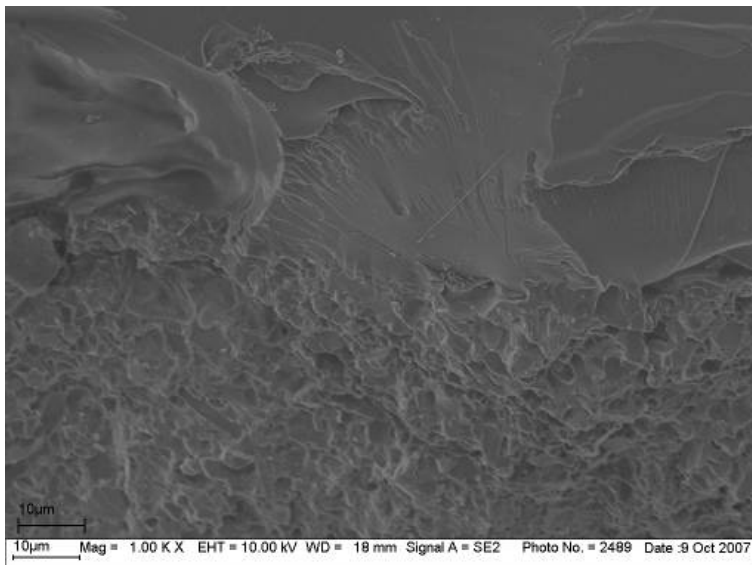


Abb. 45: Bruchkante mit typischer Stufenbildung oben Verblendkeramik, unten In-Ceram® Alumina

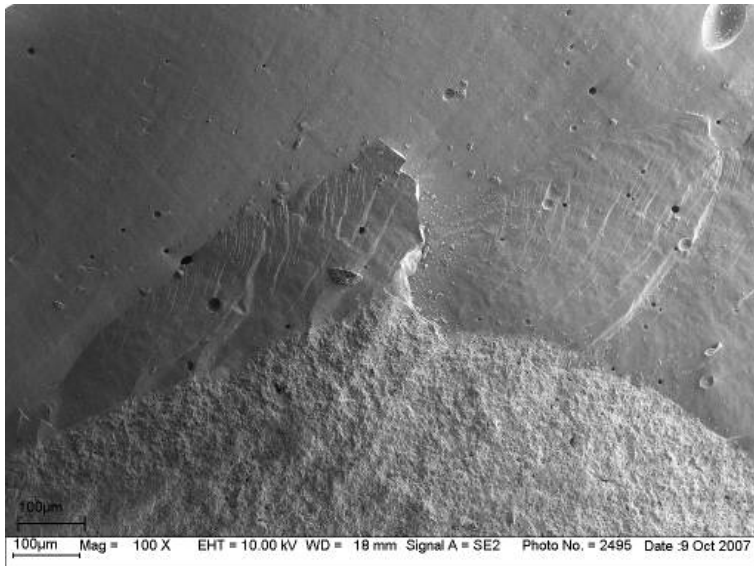


Abb. 46: Bruchkante mit typischer Stufenbildung
oben Verblendkeramik, unten In-Ceram® Zirconia

Im folgenden Bild (Abb. 47) stellt sich der Beginn des Bruches an der Grenzfläche (mit Pfeil gekennzeichnet) zwischen In-Ceram® YZ und der Verblendkeramik VM®9 dar. Aufgrund der Ausrichtung der Proben im REM ist der obere Rand der basale Anteil des Verbinders.

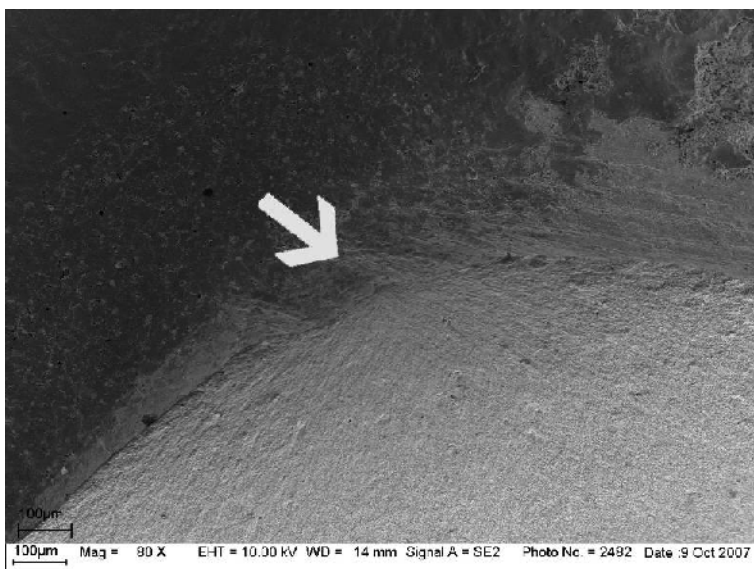


Abb. 47: Fraktographische Bruchstruktur In-Ceram® YZ, Erklärung siehe Abb. 32

In der Abbildung 48, stellt sich eine Gaspore direkt an der Grenzfläche zwischen Gerüstmaterial und Verblendkeramik dar. Auch ist die keramische Bruchcharakteristik zu erkennen. Die Abbildung 49 stellt einen nicht infiltrierten Bereich einer Glasinfiltrationskeramik dar. Eine bruchauslösende Charakteristik ist nicht zu erkennen.

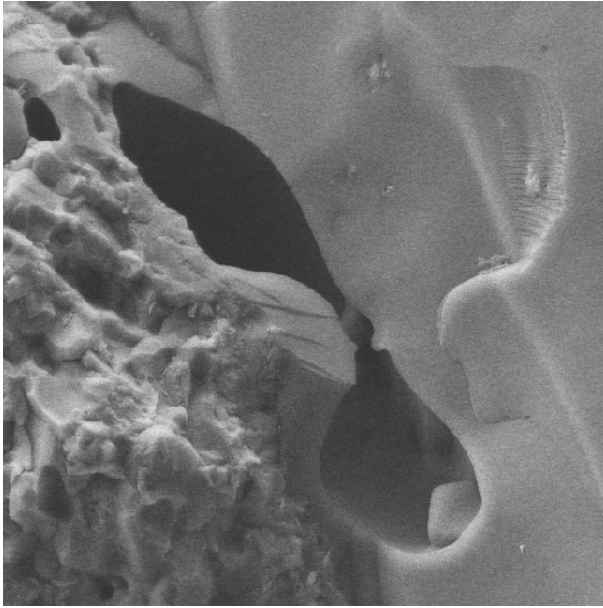


Abb. 48: Pore an der Grenzfläche zwischen Gerüst und Verblendkeramik (2000-fache Vergrößerung)

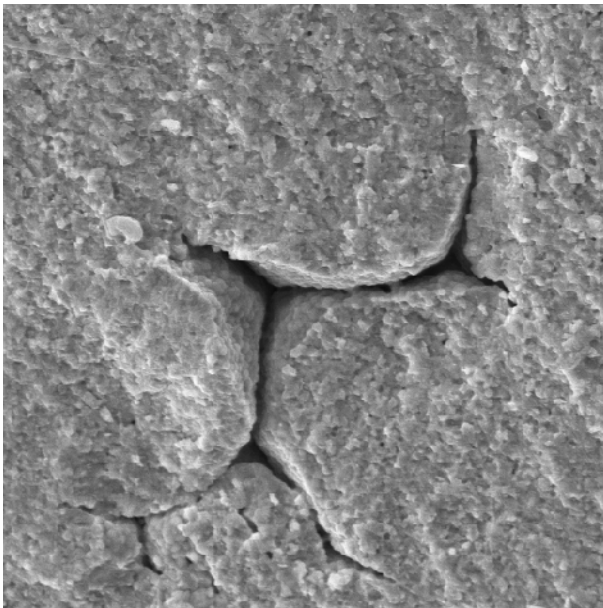


Abb. 49: Infiltrationsfehler (2000-fache Vergrößerung)

In den folgenden Abbildungen (50/51) sind Probleme der Adhäsion der VM9 Verblendkeramik (VITA) an der Grenzfläche zum In-Ceram[®] YZ Gerüstmaterial sichtbar.

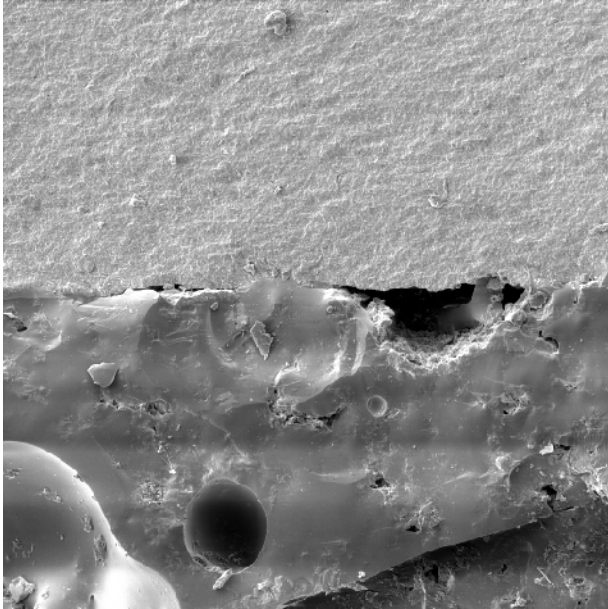


Abb. 50: Grenzflächen zwischen In-Ceram[®] YZ und VM[®]9 Verblendkeramik (500-fache Vergrößerung)

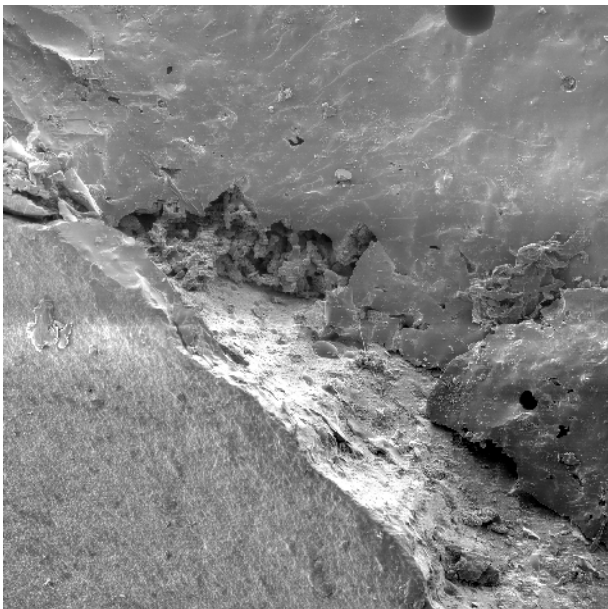


Abb. 51: Grenzflächen zwischen In-Ceram[®] YZ und VM[®]9 Verblendkeramik (200-fache Vergrößerung)

5. Diskussion

5.1. Diskussion der Methodik

Bei Studien mit genormten Prüfkörpern zur Ermittlung der werkstoffspezifischen Kennwerte, ist eine Übereinstimmung der Prüfkörper zu 100 % notwendig. Da *In-vitro*-Untersuchungen immer eine Simulation der oralen Begebenheiten sind und die Prüfkörper von Hand gefertigt werden müssen, hängt die Aussagekraft der Untersuchung von der Form und Abmessung der Restaurationen und deren Übereinstimmungen untereinander ab. Da auch bei größter Sorgfalt eine 100 %ige Übereinstimmung der Restaurationen nicht eingehalten werden kann, ist die Wertung der Ergebnisse dieser Studien und deren Vergleich kritisch zu betrachten. Im Praxisalltag werden die Eigenschaften laborgefertigter Restaurationen maßgeblich von der Art der Herstellung, der Sorgfalt und des Wissens des Zahntechnikers beeinflusst.

Da *In-vitro*-Versuchsreihen strategisch aufgebaut werden können, besteht die Möglichkeit das Verhalten der Werkstoffe bei bestimmten vorher festgelegten Parametern zu testen. Dieses Verfahren ist bei *In-vivo*-Untersuchungen ausschließlich über die Auswahl der Patienten möglich. Dies ist jedoch eine rein subjektive Vorgehensweise und daher behandlerabhängig. Insofern sind die Vorteile der *In-vitro*-Untersuchung die niedrigen Kosten, die leichte Reproduzierbarkeit und Nachvollziehbarkeit, die exakte Festlegung von Parametern und die zeitsparende Simulation der Tragedauer. Die zentralen Parameter sind die Anwesenheit von Speichel, die zyklischen Kaubelastungen und möglichen Temperaturunterschiede, die in der Mundhöhle auftreten [24, 78, 91].

Auch wenn in der heutigen Zeit die Möglichkeiten von Computersimulationen und Finiteelementeanalysen bestehen, stellen *In-vitro*-Tests nur eine technisch realisierbare Annäherung an klinische Studien dar. Aufgrund dieser Schwierigkeit, haben sich nur einige fundamentale Grundlagen durchgesetzt, Normen sind aber nicht zu finden.

In der vorliegenden Arbeit, wurde die Belastungsfähigkeit von CAD/CAM gefrästen dreigliedrigen vollkeramischen Brückengerüstmaterialien im verblendeten Zustand untersucht. Zur Anwendung kam das CEREC[®]-System der Firma Sirona und In-Ceram[®] Gerüstmaterialien der Firma VITA.

Es wurde eine Brückenrestauration von einem Frasaco Unterkieferprämolaren auf einen Frasaco Unterkiefermolaren mit einem Winkel von $\alpha/2 = 6^\circ$ beschliffen. Als Präparationsform kam die ausgeprägte Holkehle zur Anwendung. Sie wird neben der Stufe mit abgerundeter Innenkante als bevorzugte Präparation für vollkeramische Restaurationen in der Literatur beschrieben [81, 93, 98]. Studienkonform wurde ein zirkuläre Hohlkehle von 0,8 mm gewählt [4, 110]. Jedoch haben *Fenske et al.* 2000 in ihrer In-Ceram[®] Studie festgestellt, dass Stufenbreiten von 0,4 mm durchaus höhere Bruchfestigkeiten aufweisen als Stufenbreiten von 0,8 mm [40]. Die Stumpfhöhe von 5 mm beziehungsweise 5,5 mm kann als ausreichend angesehen werden.

Diese Art der Pfeilerpräparation, welche nach anerkannten Richtlinien erfolgte, ermöglichte eine gute Passgenauigkeit, so dass nur in sehr geringem Maße die Passung der Restaurationen verbessert werden musste [8].

Mögliche Fehler, die unter klinischen Bedingungen bei der Stumpfabbildung auftreten, konnten unter labortechnischen Bedingungen ausgeschlossen werden. Die Modelle der zu restaurierenden Situation wurden durch eine dreidimensionale Laserabtastung des CEREC[®]-Systems digitalisiert. Hierfür wurden die Modelle am Parallelometer auf die dafür vorgesehenen Modellhalter montiert, um ein optimales Scanergebnis zu gewährleisten. Problematisch war jedoch die Anwendung des Scansprays, welches vorsichtig aus etwa 20 cm Entfernung hauchdünn aufgetragen wurde, da Substanzauftrag durch Scansprays zu mangelnder Passung führen kann [92].

Das Gerüst wurde soweit als möglich schon am Computer bearbeitet, um nachträgliche Bearbeitungsfehler so gering wie möglich zu halten, da bearbeitungsinduzierte Defekte die Festigkeit signifikant verringern können [45-46, 97, 180]. Auf die Form des Verbinderquerschnittes wurde kein Einfluss genommen und hierfür der werksseitig eingegebene Standard für Zirkoniumdioxidrestaurationen von 9 mm^2 für alle drei Materialien verwendet. Eine Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Finiteelementanalyse von *Erdelt et al.*, welche eine stehende ellipsoide Form als Standard ansehen und ein Höhen zu Breiten Verhältnis von 1,37 zu 1 empfehlen, um auftretenden Lateralkräfte kompensieren zu können, konnte nicht nachgewiesen werden [36].

Die bei den Verblendvorgängen entstehenden Mikroblasen in der Verblendkeramik, konnten nur durch mechanisches Rütteln und durch geringe Fluidverwendung minimiert werden. Auch wurde beachtet, dass nach *Beuer et al.* eine zu dicke basale Verblendung des Verbinders sich negativ auf die Bruchfestigkeit der Gesamtkonstruktion auswirkt [11]. Da eine Reduzierung der Basalfläche des Brückengliedergerüsts sich positiv [136], eine zu dicke basale Verblendschicht sich jedoch negativ [11] auf die Gesamtfestigkeit von vollkeramischen Brücken auswirkt, resultiert hieraus eine anatoforme Gestaltung von vollkeramischen Brückengerüsten um eine Verblendung mit zirkulär gleicher Dicke gewährleisten zu können. Es wurde eine anatoforme und in etwa gleich bleibend dicke Verblendschicht aufgetragen, welche mit Schablonen kontrolliert wurde. Da der WAK der Verblendkeramik VM[®]9 vom WAK des In-Ceram[®] YZ Zirkoniumdioxids eine Differenz von $1,2 [10^{-6} \text{K}^{-1}]$ aufweist, könnte man auf ein vermehrtes Chipping der Verblendkeramik schließen. Denn eine zu große Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten führt zu Verspannungen innerhalb der Verblendkeramik, welche zum Abplatzen dieser führen könnte. Da bei keiner Probe ein Abplatzen der Verblendung während der Alterung beobachtet wurde, kann von einer homogenen Verblendleistung ausgegangen werden.

Für mechanische Untersuchungen von Vollkeramiksystemen werden üblicherweise Metallstümpfe verwendet [66]. Da eine starre Pfeilerlagerung durch das zu große E-Modul des Modellwerkstoffes verfälschte Bruchfestigkeiten liefert [144], wurden Prüfmodelle mit resilienten Stümpfen angefertigt [137]. In unterschiedlichen Versuchen, wurde von *Kern* [82], *Kappert et al.* [75], *Grebe* [56] und *Pauli* [119] bewiesen, dass Brücken aus In-Ceram[®] bei beweglicher Lagerung deutlich niedrigere Bruchfestigkeitswerte aufwiesen, als bei starrer Lagerung. Da es keine einheitlichen Modellnormen gibt, wurden die von *Scharnagel* [137] entwickelten Parameter verwendet, da eine Ummantelung mit 750 µm dicken Polyätherabformmaterial den *in vivo* Bedingungen momentan am nächsten kam. Jedoch wird bei diesem Modell die Abhängigkeit der Zahnbeweglichkeit von der Tageszeit, dem Patientenalter, Parodontiengröße und Wurzelzahl, Ort, Richtung und Geschwindigkeit der Krafteinleitung, dem Messverfahren und einigen anderen Faktoren außer Acht gelassen [64, 113, 142]. Trotz alledem, ist eine resiliente Prüfkörperlagerung als Testumgebung aufgrund der vereinfachten Nachahmung der physiologischen Situation und den daraus resultierenden niedrigeren Festigkeitswerten für vollkeramische Restaurationen zu empfehlen. Somit können immer komplexere *In-vitro*-Simulationsumgebungen Aufschluss über das klinische Verhalten zahnärztlicher Restaurationen geben. *Kelly* verlangte schon 1999, dass die Testbedingungen solange verbessert werden müssten, bis die *In-vitro*-Versagensmuster mit den klinischen Studien übereinstimmen [78, 94]. Dies ist jedoch sehr aufwendig.

Durch den Alterungsprozess im Kausimulator konnte kein Versagen beobachtet werden. Hier stellt sich die Frage, ob der Alterungsprozess dem der oralen Bedingungen ähnlich ist? Die wichtigsten 3 Faktoren der Alterung von vollkeramischen Restaurationen, Wasser, Temperatur und mechanische Belastung lagen vor. Fraglich ist, ob Wasser allein der Simulation des Mundmilieus gerecht werden kann. Kann man Enzyme und Plaque einfach vernachlässigen, obwohl sie nachweisbar einen korrosiven Einfluss haben [94]? Auch die

Vorschubgeschwindigkeit des Kausimulators (Münchner Modell, Willytec) von 10 mm pro Sekunde ist aufgrund einer Studie von *Heintze* als zu langsam anzusehen [61]. Andere Studien haben die Geschwindigkeit ihrer Alterungsprozesse nicht genauer betrachtet [2, 86-87]. Eine nachgewiesene Rolle spielt die resiliente Pfeilerlagerung und das E-Modul der Pfeiler selbst. Die Befestigung der Brücken auf den Stümpfen scheint einigen Studien zufolge keinen signifikanten Einfluss zu haben [37, 53, 117, 129]. Der Einfluss der zyklischen Belastung ist laut *Kohorst* als negativ für die Bruchlast einzuordnen, was in dieser Studie nicht für alle Materialien bestätigt wurde [85]. Große Unterschiede gab es auch bei den verwendeten Belastungskräften der zyklischen Belastungen. Sie variieren zwischen 30 und 300 Newton [85-86, 96, 128, 157]. Somit wurden die Parameter von vorhergehenden Studien der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität in München übernommen um zumindest eine Vergleichbarkeit sicherzustellen.

Alle Proben wurden immer zentral in der Fissur des Brückengliedes unter gleichmäßigem Kraftanstieg, parallel zur Pfeilerachse, bis zum Bruch belastet. Die Belastung wurde durch einen kugelrunden Stempel ausgeübt. Eine gleichmäßige Kraftübertragung wurde durch eine Kunststofffolie gewährleistet. Die Bestimmung der Bruchlast wurde trocken durchgeführt, was zu Abweichungen der Bruchwerte führen kann, da die Rissausbreitungsgeschwindigkeit durch ein feuchtes Milieu beschleunigt wird [173-174]. Es konnte keine Studie gefunden werden, welche sich mit diesem Problem beschäftigte. Auch variieren die Angaben der Belastungsgeschwindigkeit bei der Bruchfestigkeitsbestimmung zwischen 0,5 mm/min und 1,0 mm/min. Dieser Parameter ist ca. 1200-mal langsamer als die Alterungsbelastungsgeschwindigkeit im Kausimulator Münchnermodell.

Mechanische Belastung durch Kaufunktion, Leermastikation oder Parafunktionen kann zu einem Versagen der Verblendkeramik oder des Gerüstwerkstoffes führen. Nach *Sailer et al.* ist dies die häufigste Versagensursache bei vollkeramischen Restaurationen [134]. Daher ist

mit Hilfe der erzielten Bruchwerte schon eine Aussage über die Belastbarkeit der vollkeramischen Materialien im klinischen Einsatz möglich.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Bruchfestigkeit

Die auftretenden Kaukräfte während des Kauvorgangs variieren mit der anatomischen und physiologischen Gegebenheit und den verschiedenen Mundregionen [1, 23, 34, 51-52, 101] und die Kaubelastung im Seitenzahnbereich wird mit Werten von 200 bis 900 Newton angegeben [63, 67, 99, 126, 170]. Männer erreichen signifikant höhere Kaukräfte als Frauen [170]. Nach *Schwickerath et. al.* sollte ein Abstand zur mittleren maximalen Kaukraft im Seitenzahnbereich von 300 N mit einem Faktor von 2 - 2,5 eingehalten werden [145]. Daraus folgt eine Mindestbruchfestigkeit von 600 N [75, 146].

Die getesteten Vollkeramikbrücken verhielten sich wie spröde Materialien. Das typische makroskopische Bruchbild durch einen der Konnektoren entsprach vorhergehenden Studien [19, 57, 76, 163]. Bei Betrachtung der Bruchwerte der Proben fiel auf, dass bei In-Ceram[®] YZ nur eine Probe diese Norm nicht erreichte. Die Mindestbruchfestigkeit von 600 Newton unterschritten bei In-Ceram[®] Zirconia 4 von 20 Proben und bei In-Ceram[®] Alumina 8 von 20 Proben. Die Mittelwerte der Bruchfestigkeitswerte und die Weibullfestigkeiten erreichen jeweils Werte von über 600 Newton.

Die Beurteilung der Standardabweichung ist kein probates Mittel, da keramische Materialien sich nicht durch eine Normalverteilung in ihren Bruchfestigkeiten beschreiben lassen. Sie müssen über das Weibullmodul und die Weibullfestigkeit beschrieben werden [70]. Bei Dentalkeramiken liegt das Weibullmodul zwischen 5 und 15 [43, 163, 166]. Einzig In-Ceram[®] YZ nach durchgeführter Alterung, wies mit 5,71 einen Wert in diesem Spektrum auf.

Hieraus konnte unter Berücksichtigung der Dimensionierung für In-Ceram[®] Alumina und In-Ceram[®] Zirconia geschlossen werde, dass eine Verbinderquerschnittsfläche von 9 mm² nicht ausreicht.

Unter Berücksichtigung der Konnektorenquerschnittsflächendimensionierung von 9 mm² für alle 3 Gerüstmaterialien und der Bruchfestigkeitsergebnisse bei dieser Studie, fällt auf, dass die vom Hersteller angegebenen Mindestflächen für Konnektorquerschnitte, abhängig von der zu versorgenden Spanne, welche in der CEREC[®] inLab[®] Software automatisch vorgeschlagen werden, ihre Richtigkeit und Notwendigkeit besitzen. Für In-Ceram[®] YZ werden 9 mm² Querschnittsfläche des Verbinders empfohlen. In-Ceram[®] Zirconia sollte eine 20,25 mm² große Querschnittsfläche aufweisen, da der Pfeilerabstand ca. 11 mm beträgt. Auch wird eine dickere Kappchengeometrie von okklusal 1 mm und zirkulär 0,7 mm vorausgesetzt. In-Ceram[®] Alumina wird für den Seitenzahnbereich nicht empfohlen.

Da alle Materialien in dieser Studie mit gleichen Dimensionierungen getestet wurden, lies sich aus diesen Werten die Tendenz der Indikation ablesen. In-Ceram[®] Alumina ist somit nicht für vollkeramisch Brücken im Seitenzahn geeignet und bei In-Ceram[®] Zirconia musste die Indikationsstellung für Seitenzahnbrücken sehr streng gestellt werden, da die Belastungsfähigkeit eindeutig eingeschränkt war. Diese Einschränkungen sind mit dem direkten Verbund der Verblendkeramik zur Gerüststruktur zu erklären, da auftretende Risse direkt von der Verblendung in das Gerüst weitergeleitet werden. In-Ceram[®] YZ jedoch spielte die Vorteile der yttriumstabilisierten Zirkoniumdioxidkeramik aus und ist somit eine interessante Alternative für metallkeramische Brückenrestorationen im Seitenzahnbereich.

5.2.2. Einfluss der Alterungssimulation auf die Bruchfestigkeit

Auch bei einer sehr einfach gehaltenen Alterung wie in der vorliegenden Studie sind eindeutige Tendenzen erkennbar. Nach dem Prozess der Alterung überschritten die Mittelwerte der Bruchfestigkeit die 600 N Grenze mühelos. Bei Betrachtung der Mittelwerte fiel auf, dass In-Ceram[®] Alumina durch den Alterungsprozess 22,54 % an Festigkeit verlor. Bei In-Ceram[®] Zirconia waren es nur noch 8,51 %. Überraschende Werte zeigten In-Ceram[®] YZ mit einer mittleren Festigkeitszunahme von 6,1 % nach dem Alterungsvorgang. Die Streuung der Werte nahm deutlich ab. Dieser Unterschied in der Belastungsfähigkeit, lässt sich durch die Umwandlungsverstärkung des Zirkoniumdioxids erklären. Durch die Belastung mit 50 Newton während der Alterungssimulation, kann es zur „Heilung“ von Mikrorissen durch Umwandlungsverstärkung kommen, welche durch den Herstellungsprozess bedingt waren.

Da sich kein Gerüstversagen durch den Alterungsprozess zeigte, stellte sich die Frage, ob die Alterungsbedingungen ausreichend nah an *in vivo* Bedingungen heranreichten. Für weitere Studien sollten die Bedingungen der Alterungssimulation überdacht werden, da das Problem der Alterungssimulation in ihrer Komplexität liegt. Doch je mehr Einflüsse einbezogen werden, desto schwerer sind die Ergebnisse zu interpretieren. Daraus ergibt sich die Forderung nach grundsätzlichen Untersuchungen diesbezüglich.

5.2.3. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Der typische zu erwartende Bruchmechanismus startet basal an den Konnektoren, da durch die Zugkraft auf die Keramik die Bruchauslösung bestimmt wird. Da Keramikbrüche Sprödbrüche sind, waren sehr saubere Bruchgrenzen zu erwarten.

Jedoch sind in der Mundhöhle eher Oberflächenrisse bruchauslösend, weil diese primär dem Mundmilieu ausgesetzt sind, welches das Risswachstum fördert [108]. Die tatsächliche Bruchauslösung kann im Nachhinein nur unter fraktographischen Gesichtspunkten vermutet werden. Plausible Bruchauslöser sind Poren und Gefügeinhomogenitäten der Gerüst- und Verblendkeramiken, welche herstellungs- oder materialbedingt sein können.

Tholey et al. stellten 2007 aufgrund einer REM Analyse fest, dass der Haftverbund zwischen VITA In-Ceram® YZ Gerüsten und der VITA VM®9 Verblendkeramik selbst bei retentionsfreien polierten Oberflächen homogen und mit ausgezeichnetem Benetzungsverhalten ohne Fehlstellen realisierbar ist [162]. Aufgrund der angefertigten REM Proben bei dieser Arbeit, ist festzustellen, dass der Verbund durchaus realisierbar ist, aber dieser mit der Gewissenhaftigkeit des Technikers korreliert. Dieser sollte den ersten Brand mit Effectbonder und den Wash-Dentin-Brand bewusst kontrollieren, um so einen optimalen Verbund gewährleisten zu können.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, die mechanische Festigkeit dreier vollkeramischer Materialien der Firma Vita (In-Ceram[®] Alumina, In-Ceram[®] Zirconia, In-Ceram[®] YZ), in Form einer dreigliedrigen Seitenzahnbrücke, vor und nach deren Alterung zu bestimmen. Zum Einsatz kam ein Testmodell mit beweglichen Pfeilern und einem Präparationswinkel der Restaurationen von $\alpha/2 = 6^\circ$. Mit dem CEREC[®] InLab[®] System, wurden je Material 20 Gerüste gefräst. Die Dimensionierungen der Proben entsprachen den für In-Ceram[®] YZ empfohlenen Mindestschichtstärken der Kappchen von okklusal 0,7 mm und zirkulär 0,5 mm mit einem Verbinderquerschnitt von 9 mm². Alle Brückengerüste wurden mit der von der Firma VITA empfohlenen Verblendkeramiken verblendet. Auf eine gleich bleibende Dimensionierung der Proben wurde größten Wert gelegt.

Von je 10 Brücken pro Material wurde direkt nach der Herstellung die mechanische Festigkeit auf einem Resilienzmodell bestimmt. In-Ceram[®] YZ zeigte hierbei den höchsten Bruchfestigkeitsmittelwert von 981 N, gefolgt von In-Ceram[®] Alumina mit 851 N und In-Ceram[®] Zirconia mit 841 N.

Die andere Hälfte der Seitenzahnrestaurationen, wurde einer thermomechanischen Alterung im Kausimulator der LMU München (Willytec, Graefelfing) unterzogen, was einer Tragedauer von 5 Jahren entspricht. Im Anschluss wurde die Auswirkung dieser Alterung auf die mechanische Festigkeit untersucht. Hier konnte festgestellt werden, dass sich bei In-Ceram[®] YZ der Mittelwert der Bruchfestigkeit trotz Alterung von 981 N auf 1041 N erhöhte und auch das Weibullmodul trotz Alterung von 3,7 auf 5,7 stieg. Dieses Phänomen konnte durch die Kristallstruktur des yttriumverstärkten Zirkoniumdioxides, welche zu einer Phasenumwandlung mit Volumenzunahme neigt, erklärt werden. Durch dieses Phänomen können Risse schon beim Entstehen verhindert werden. In-Ceram[®] Zirconia und In-Ceram[®] Alumina zeigten die Mittelwerte der mechanischen Bruchfestigkeit von 770 N und 659 N und

verloren somit deutlich an Festigkeit. Eine statistische Signifikanz konnte zwischen den drei Materialgruppen gefunden werden. Durch den Student-Newman-Keuls-Test konnte nachgewiesen werden, dass der Unterschied zwischen In-Ceram[®] Alumina, In-Ceram[®] Zirconia und In-Ceram[®] YZ nach der Alterung, auf die unterschiedlichen Verbundmechanismen der Materialien und deren mechanischen Eigenschaften zurückgeführt werden kann. Da bei Infiltrationskeramiken wie In-Ceram Alumina und In-Ceram Zirconia die Verblendung mit den Lanthangläsers verschmilzt, welche zur Gerüstinfiltration eingesetzt werden, werden auftretende Risse direkt in die Gerüste weitergeleitet. Dieser Effekt kann bei verblendetem In-Ceram[®] YZ nicht auftreten, da nach dem Verblenden keine Oberflächenverschmelzung eintritt. Weiterhin ist Zirkoniumdioxid durch seine Umwandlungsverstärkung den beiden anderen Materialien überlegen.

Bei der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung konnten Gasblasen und Inhomogenitäten der Materialien als mögliche Bruchauslöser ausgemacht werden.

Aufgrund dieser Studie, kann von den untersuchten Materialien nur In-Ceram[®] YZ als Gerüstmaterial für dreigliedrige Seitenzahnbrücken empfohlen werden.

7. Literaturverzeichnis

1. Anderson, P.J.: Measurement of stress in mastication.
I. J Dent Res 35, 664 - 670 (1956)
2. Att, W., Grigoriadou, M., Strub, J.R.: ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator.
J Oral Rehabil 34, 282-290 (2007)
3. Baltzer, A., Kaufmann-Jinoian, V.: Die Belastbarkeiten von Vita In-Ceram.
Quintessenz Zahntech 29, 1318-1342 (2003)
4. Baltzer, A., Kaufmann-Jinoian, V.: Stufe oder Hohlkehle? Präparation und Randgestaltung der Kronenkappe bei vollkeramischen Kronen.
Quintessenz Zahntech 29, 340-352 (2003)
5. Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A.: Masticatory function - A review of the literatur II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing.
J Oral Rehabil 2, 349 - 361 (1975)
6. Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff, D., Gernet, W.: Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings.
Dent Mater J 27, 362-367 (2008)
7. Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff, D., Gernet, W., et al.: Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers.
Dent Mater 25, 94-102 (2009)
8. Beuer, F., Aggstaller, H., Richter, J., Edelhoff, D., et al.: Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings.
Quintessence Int 40, 243-250 (2009)
9. Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W., Sorensen, J.A.: Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs).
Clin Oral Investig 13, 445-451 (2009)
10. Beuer, F., Erdelt, K.-J., Schweiger, J., Eichberger, M., et al.: Biegefestigkeit von unterschiedlich bearbeitetem Zirkonoxid.
Dtsch Zahnärztl Z 61, 155 - 157 (2006)
11. Beuer, F., Kerler, T., Schweiger, J., Eichberger, M., et al.: Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen.
Dtsch Zahnärztl Z 59, 527-530 (2004)
12. Beuer, F., Naumann, M., Gernet, W., Sorensen, J.A.: Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses.
Clin Oral Investig 13, 343-349 (2009)

13. Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., et al.: High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to Zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 25, 121-128 (2009)
14. Beuer, F., Steff, B., Naumann, M., Sorensen, J.A.: Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 116, 381-386 (2008)
15. Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J., Lang, B.: In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosth Dent* 91, 356-362 (2004)
16. Bottino, M.A., Valandro, L.F., Scotti, R., Buso, L.: Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 18, 60-65 (2005)
17. Brewer, A.A.: Prosthodontic research in progress at school of aerospace medicine. *J Prosth Dent* 13, 49-69 (1963)
18. Brown, W.S., Jacobs, H.R., Thompson, R.E.: Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 51, 461-467 (1972)
19. Bulpakdi, P., Taskonak, B., Yan, J., Mecholsky Jr, J.J.: Failure analysis of clinically failed all-ceramic fixed partial dentures using fractal geometry. *Dental Materials In Press, Corrected Proof*, (2009)
20. Chong, K.H., Chai, J.: Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. *Int J Prosthodont* 16, 487-492 (2003)
21. Cramer von Clausbruch, S.: Zirkon und Zirkonium. *dental-labor* 7, 1137-1142 (2003)
22. de Gee, A.J., Wendt, S.L., Werner, A., Davidson, C.L.: Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials* 17, 1327-1332 (1996)
23. DeBoever, J.A., McCall, W.D., Holden, S., Ash, M.M.: Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *J Prosth Dent* 40, 326-333 (1978)
24. DeLong, R., Douglas, W.H.: Development of an artificial oral environment for testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62, 32-36 (1983)

25. Deville, S., Chevalier, J., Gremillard, L.: Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 27, 2186-2192 (2006)
26. Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN ISO 6872 - Dentalkeramik. Beuth Verlag, Berlin (1998)
27. Donovan, T.E.: Factors Essential for Successful All-Ceramic Restorations. *J Am Dent Assoc* 139, 14S-18 (2008)
28. Dornhofer, R., Arnetzl, G.V., Koller, M., Arnetzl, G.: Comparison of the static loading capacity of all-ceramic bridge frameworks in posterior teeth using three hard core materials. *Int J Comput Dent* 10, 315-328 (2007)
29. Douglas, W.H., Sakaguchi, R.L., DeLong, R.: Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1, 115-119 (1985)
30. Drummond, J.L.: Ceramic behaviour under different environmental and loading conditions. In: Eliades, G., Eliades, T., Brantley, W. A., Watts, D. C. (Hrsg.): *Dental Material in vivo: aging and related phenomena*. Quintessence Pub. Co., Chicago (2003)
31. Druschitz, A.P., Schroth, J.G.: Hot isostatic pressing of a presintered yttria-stabilized zirconia ceramic. *J Am Ceram Soc* 72, 1591-1597 (1989)
32. Edelhoff, D.: Die Keramik verstehen. *Dental Magazin* 2, 62-68 (2005)
33. Edelhoff, D., Ozcan, M.: To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 18 Suppl 3, 193-204 (2007)
34. Eichner, K.: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18, 915-924 (1963)
35. Eichner, K., Kappert, H.F.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 7. Auflage, Hüthing Verlag, Heidelberg (1996)
36. Erdelt, K.-J.: Entwicklung einer integrierten, datenbankgestützten Entwicklungsumgebung (CAD/FEM) zur Berechnung und Design von vollkeramischen Brücken. Dissertation München, (2003)
37. Ernst, C.-P., Aksoy, E., Stender, E., Willershausen: Die Retentionskraft von Zirkonoxidkronen nach Langzeitwasserlagerung. *aesthetische Zahnmedizin* 1, 36-45 (2007)

38. Esquivel-Upshaw, J.F., Anusavice, K.J., Young, H., Jones, J., et al.: Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 17, 469-475 (2004)
39. Esquivel-Upshaw, J.F., Young, H., Jones, J., Yang, M., et al.: Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 21, 155-160 (2008)
40. Fenske, C., Münz, N., Schildbach, O., Sada-Konsari, M.R., et al.: In-Vitrountersuchung zur Bruchfestigkeit vollkeramischer In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. Universität Hamburg (2000)
41. Ferrario, V.F., Sforza, C., Zanotti, G., Tartaglia, G.M.: Maximal bite force in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32, 451-457 (2004)
42. Fett, T., Munz, D.: Versagen von Keramik im Hochtemperaturbereich. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 29, 670-678 (1998)
43. Filser, F., Lüthy, H., Kocher, P., Scharer, P., et al.: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech* 28, 48-60 (2002)
44. Fischer, H., Rentzsch, W., Marx, R.: R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res* 81, 547-551 (2002)
45. Fischer, H., Weinzierl, P., Weber, M., Marx, R.: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 484-488 (1999)
46. Fischer, H., Yildirim, M., Schmitz, F., Marx, R.: Festigkeitsminderung von Zirkonoxidabutments infolge der Bearbeitung? *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 443-445 (1999)
47. Fischer, J., Schmidt, M., Kappert, H.F., Strub, J.R.: Gefügeausbildung der dentalkeramischen Kernmasse In-Ceram und Thermische Dehnung ihrer Einzelkomponenten. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 461-463 (1991)
48. Gauckler, L.J., Helbig, J., Schönholzer, U.: Grundzüge der Keramik, ETH Eidgenössische Technische Hochschule Zürich (2001)
<http://e-collection.ethbib.ethz.ch/show?type=lehr&nr=15>
49. Geis-Gerstorfer, J., Fässler, P.: Untersuchung zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 692-694 (1999)

50. Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P., Pröbster, L., Weber, H.: Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 685-691 (1993)
51. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Lundeen, H.C., Brehnan, K., et al.: Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission.
J Prosth Dent 46, 443-449 (1981)
52. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., et al.: Limits of human bite strenght.
J Prosth Dent 56, 226-229 (1986)
53. Göbel, R., Luthardt, R.G., Welker, D.: Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298 (1998)
54. Göbel, R., Welker, D., Musil, R.: Keramikconditionierung für Eingliederung und Reparatur.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 629-631 (1994)
55. Grathwohl, G.: Ermüdung von Keramik unter Schwingbeanspruchung.
Materialwissenschaft und Werkstofftechnik 19, 113-124 (1988)
56. Grebe, G.: In-vitro Biegefestigkeit von vollkeramischen im Vergleich zu metallkeramischen Seitenzahnbrücken unter besonderer Berücksichtigung der Lagerungsart.
Dissertation Berlin, (1993)
57. Guazzato, M., Proos, K., Quach, L., Swain, M.V.: Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics.
Biomaterials 25, 5045-5052 (2004)
58. Guo, X.: Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules.
Chem Mater 16, 3988-3994 (2004)
59. Hannink, R.H.J., Kelly, P.M., Muddle, B.C.: Transformation toughening in zirconia-containing ceramics.
J Am Ceram Soc 83, 461-487 (2000)
60. Harrington, Z., McDonald, A., Knowles, J.: An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain.
Int J Prosthodont 16, 54-58 (2003)
61. Heintze, S.D.: How to qualify and validate wear simulation device and methods.
Dent Mater 22, 712-734 (2006)

62. Heintze, S.D., Cavalleri, A., Zellweger, G., Büchler, A., et al.: Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols.
Dental Materials 24, 1352-1361 (2008)
63. Helkimo, E., Carlsson, G.E., Helkimo, M.: Bite force and state of dentition.
Acta Odontol Scand 35, 297-303 (1977)
64. Hofmann, M.: Die Periografie des gesunden und erkrankten Parodontiums.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 48, 179 (1967)
65. Hohmann, W.: Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 1035-1055 (1983)
66. Hölsch, W., Kappert, H.F.: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Zahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 621-623 (1992)
67. Howell, A.H., Brudevold, F.: Vertical forces used during chewing of food.
J Dent Res 38, 133-136 (1959)
68. International Organisation for Standardisation: ISO 13356 - Implants for surgery - Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)
International Organisation for Standardisation, Genf (1997)
69. Itinoche, K.M., Ozcan, M., Bottino, M.A., Oyafuso, D.: Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics.
Dent Mater 22, 1029-1034 (2006)
70. IZTK: Brevier Technische Keramik.
1. Auflage, Fahner Verlag, Lauf (2004)
71. Jardel, V., Degrange, M., Picard, B., Derrien, G.: Correlation of topography to bond strength of etched ceramic.
Int J Prosthodont 12, 59-64 (1999)
72. Jent, T., Karlsson, S., Hedegard, G.: Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes.
J Prosth Dent 42, 669-673 (1979)
73. Jung, Y.G., Peterson, I.M., Kim, D.K., Lawn, B.R.: Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics.
J Dent Res 79, 722-731 (2000)
74. Kappert, H.F.: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken.
ZM 93, 802-806 (2003)
75. Kappert, H.F., Knode, H.: In-Ceram auf dem Prüfstand.
Quintessenz Zahntech 16, 980-1002 (1990)

76. Kappert, H.F., Knode, H., Schultheiss, R.: Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. Dtsch Zahnärztl Z 46, 129-131 (1991)
77. Kappert, H.F., Krah, M.: Keramiken – eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001)
78. Kelly, J.R.: Clinical relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosth Dent 81, 652-661 (1999)
79. Kelly, J.R., Campbell, S.D., Bowen, H.K.: Fracture-surface analysis of dental ceramics. J Prosth Dent 62, 536-541 (1989)
80. Kelly, J.R., Giordano, R.A., Pober, R., Cima, M.: Fracturesurface analysis of dental ceramics: Clinically failed restorations. Int J Prosthodont 3, 430 (1990)
81. Kern, M.: Vollkeramik auf einen Blick. Quintessenz Zahntech 32, 514-520 (2006)
82. 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 Prosth Dent 71, 250 (1994)
83. Kern, M., Wegner, S.M.: Bonding to Zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 14, 64-71 (1998)
84. Kim, J.-Y., Uchida, N., Saito, K., Uematsu, K.: Analysis of hot isostatic pressing of presintered zirconia. J Am Ceram Soc 73, 1069 - 1073 (1990)
85. Kohorst, P., Dittmer, M.P., Borchers, L., Stiesch-Scholz, M.: Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta Biomater 4, 1440-1447 (2008)
86. Kohorst, P., Herzog, T.J., Borchers, L., Stiesch-Scholz, M.: Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. Eur J Oral Sci 115, 161-166 (2007)
87. Kolbeck, C., Rosentritt, M., Handel, G.: Fracture strength of artificially aged 3-unit adhesive fixed partial dentures made of fiber-reinforced composites and ceramics: an invitro study. Quintessence Int 37, 731-735 (2006)

88. Kon, M., Ishikawa, K., Kuwayama, N.: Effects of zirconia addition on fracture toughness and bending strength of dental porcelains.
Dent Mater J 9, 181-192 (1990)
89. Körber, K.H.: Zahnärztliche Prothetik.
4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York (1995)
90. Körber, K.H., Ludwig, K.: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York (1982)
91. Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.: In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-960 (1990)
92. Kurbad, A.: The optical conditioning of Cerec preparations with scan spray.
Int J Comput Dent 3, 269-279 (2000)
93. Kurbad, A., Reichel, K.: CAD/CAM-gestützte Vollkeramikrestaurationen aus Zirkonoxid.
Quintessenz 55, 673-684 (2004)
94. Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M., et al.: How to simulate wear? Overview of existing methods.
Dent Mater 22, 693-701 (2006)
95. Lange, F.F., Dunlop, G.L., Davis, B.I.: Degradation during aging of transformation toughened ZrO₂-Y₂O₃ materials at 250 °C.
J Am Ceram Soc 69, 237-240 (1986)
96. Larsson, C., Holm, L., Lovgren, N., Kokubo, Y., et al.: Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study.
J Oral Rehabil 34, 702-709 (2007)
97. Lee, S.K., Tandon, R., Readey, M.J., Lawn, B.: Scratch damage in zirconia ceramics.
J Am Ceram Soc 83, 1428-1432 (2000)
98. Lenz, M., Patyk, A.J., R., K.L.W.: Randschlußverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes.
ZWR 109, 154-159 (2000)
99. Linderholm, H., Wennström, A.: Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build.
Acta Odontol Scand 28, 679-689 (1970)
100. Liu, W.C., Guo, L.Y., Wang, H.B., Wu, J.H., et al.: [The influence of thickness ratios on the fatigue behaviors of two kinds of dental ceramic].
Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 27, 92-95, 99 (2009)

101. Ludwig, P.: Die Kaukraftentwicklung der Kaumuskelatur und ihre sensorische Stellung.
Dtsch Zahnärztl Z 30, 797-802 (1975)
102. Luthardt, R.G., Holzhueter, M.S., Sandkuhl, O., Herold, V., et al.: Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics.
J Dent Res 81, 487-491 (2002)
103. Luthy, H., Filser, F., Loeffel, O., Schumacher, M., et al.: Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges.
Dent Mater 21, 930-937 (2005)
104. Magne, P., Kwon, K.R., Besler, C., Hodges, J.S., et al.: Crack propensity of porcelain laminate veneers - a simulated operator evaluation.
J Prosth Dent 81, 327-334 (1999)
105. Maier, H.R.: Leitfaden Technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik.
Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, Aachen (1991)
106. Marquardt, P., Strub, J.R.: Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study.
Quintessence Int 37, 253-259 (2006)
107. Marx, R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
108. Marx, R., Fischer, H., Weber, M., Jungwirth, F.: Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien.
Dtsch Zahnärztl Z 56, 90-98 (2001)
109. McLaren, E.A., White, S.N.: Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkonoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor.
Quintessenz Zahntech 26, 709-722 (2000)
110. Meier, M., Fischer, H., Richter, E.-J., Maier, H.R., et al.: Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995)
111. Mitra, N., Vijayan, K., Bai, P., Biswas, S.K.: Phase transformation introduced by mechanical and chemical surface preparations of tetragonal zirconia polycrystals.
J Am Ceram Soc 76, 533-535 (1993)
112. Molin, M.K., Karlsson, S.L.: Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs.
Int J Prosthodont 21, 223-227 (2008)

113. Mühlemann, H.R.: Tooth Mobility: A Review of Clinical Aspects and Research Findings.
J Periodontol 38, 686 (1967)
114. Oh, N.S., Kim, D.J., Ong, J.L., Lee, H.Y., et al.: Properties and cyclic fatigue of glass infiltrated tape cast alumina cores produced using a water-based solvent.
Dent Mater 23, 442-449 (2007)
115. Oh, W., Gotzen, N., Anusavice, K.J.: Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures.
J Dent Res 81, 623-627 (2002)
116. Olsson, K.-G., Fürst, B., Andersson, B., Carlsson, G.E.: A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram alumina FDPs.
Int J Prosthodont 16, 150-156 (2003)
117. Palacios, R.P., Johnson, G.H., Phillips, K.M., Raidrodski, A.J.: Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement.
J Prosth Dent 96, 104-114 (2006)
118. Palmer, D.S., Barco, M.T., Billy, E.J.: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids.
J Prosth Dent 67, 325-327 (1992)
119. Pauli, C.: Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken.
ZWR 105, 626 (1996)
120. Pfeiffer, P., Marx, R.: Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 782-786 (1989)
121. Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A., Knowles, J.C.: The biaxial flexural strength and fatigue property of Lavat Y-TZP dental ceramic.
Dent Mater 23, 1018-1029 (2007)
122. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lindemann, K., Zipprich, H., et al.: Langzeit-Haftverbund zwischen Befestigungszementen und keramischen Werkstoffen.
Dtsch Zahnärztl Z 60, 714-719 (2005)
123. Pohl, C.: Die mechanische und thermische Belastbarkeit von Zirkonoxidgerüst-Kronen und -Brücken in Abhängigkeit vom Verblendmaterial.
Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (2006)
124. Raidrodski, A.J., Chiche, G.J., Potiket, N., Hochstedler, J.L., et al.: The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramics fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study.
J Prosth Dent 96, 237-244 (2006)

125. Rauchs, G., Fett, T., Munz, D., Oberacker, R.: Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under axial loading. *J Eur Ceram Soc* 21, 2229-2241 (2001)
126. Ringqvist, M.: Isometric bite forces and its relation to dimensions of facial skeleton. *Acta Odontol Scand* 31, 35-42 (1973)
127. Ritter, J.E., Laporte, R.P.: Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass. *J Am Ceram Soc* 58, 265-267 (1972)
128. Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., Handel, G.: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22, 176-182 (2006)
129. Rosentritt, M., Behr, M., Kolbeck, C., Handel, G.: Fracture strength of zirconia posterior fixed partial dentures. *IADR abstract nr. 0110*, (2004)
130. Rudolph, H., Johannes, M., Luthardt, R.G.: Niederdruckspritzgießen von Hochleistungskeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 60, 172-175 (2005)
131. Sachs, L.: *Angewandte Statistik*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg (1999)
132. Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L.J., et al.: Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 20, 383-388 (2007)
133. Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Luthy, H., et al.: Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 37, 685-693 (2006)
134. Sailer, I., Pjetursson, B.E., Zwahlen, M., Hämmerle, C.H.F.: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin. Oral Impl. Res.* 18, 86-96 (2007)
135. Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R.: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2, 235-240 (1986)
136. Schäfer, A., Lauer, K.: Bruchfestigkeitsuntersuchungen an Vollkeramikbrücken mit unterschiedlichen „In-Ceram“-Gerüstkonstruktionen. *Quintessenz Zahntech* 22, 1123-1131 (1996)

137. Scharnagel, P.: Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-Belastung dentaler Restaurationen im „Regensburger Kausimulator“ – Untersuchungen am Beispiel vollkeramischer In-Ceram-Brücken. Dissertation, Universität Regensburg (1998)
138. Scherrer, S.S., Robert Kelly, J., Quinn, G.D., Xu, K.: Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dental Materials* 15, 342-348 (1999)
139. Schmitt, J., Holst, S., Wichmann, M., Reich, S., et al.: Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: A Prospective Clinical 3-year Follow-up. *Int J Prosthodont* 22, 597-603 (2009)
140. Schmitter, M., Mussotter, K., Rammelsberg, P., Stober, T., et al.: Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 36, 610-615 (2009)
141. Schneider, W.: Keine Kompromisse - Die neuen Schleifmaschinen CEREC MC XL und inLab MC XL. *Int J Comput Dent* 10, 119 - 126 (2007)
142. Schnell, H., Greif, J.: Tageszeitliche Schwankungen der physiologischen Beweglichkeit von menschlichen Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 29, 879 (1974)
143. Schweiger, M.: Zirkoniumdioxid – Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. *Ästhetische Zahnmedizin* 5, 248-257 (2004)
144. Schwerrrrer, S.S., de Rijk, W.G.: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 6, 462 (1993)
145. Schwickerath, H.: Dauerfestigkeit von Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 264-266 (1986)
146. Schwickerath, H.: Vollkeramische Brücken - Gerüste aus Kern- oder Hartkernmassen. *Dental Labor* 36, 1081-1083 (1988)
147. Shabaniyan, M., Richards, L.C.: In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. *J Prosth Dent* 87, 650-656 (2002)
148. Shirakura, A., Lee, H., Geminiani, A., Ercoli, C., et al.: The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 101, 119-127 (2009)
149. Sirona, CEREC InLab Bedienungshinweise,

150. Sorensen, J.A., Kang, S.-K., Torres, T.J., Knode, H.: In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical results.
J Calif Dent Assoc 26, 207-213 (1998)
151. Spierings, T.A.M., Peters, M.C., Bosman, F., Plasschaert, A.J.: Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments.
J Dent Res 66, 1336-1339 (1987)
152. Strub, J.R.: Vollkeramische Systeme.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 566-571 (1992)
153. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Luthy, H., et al.: Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges.
Dent Mater 23, 177-185 (2007)
154. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Luthy, H., et al.: Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges.
Dent Mater 23, 115-123 (2007)
155. Suarez, M.J., Lozano, J.F., Paz Salido, M., Martinez, F.: Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs.
Int J Prosthodont 17, 35-38 (2004)
156. Sundh, A., Molin, M., Sjogren, G.: Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing.
Dent Mater 21, 476-482 (2005)
157. Sundh, A., Sjogren, G.: Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering.
Dent Mater 22, 778-784 (2006)
158. Suresh, A., Mayo, M.J., Porter, W.D., Rawn, C.J.: Crystallite and Grain-Size-Dependent Phase Transformations in Yttrium-Doped Zirconia.
J Am Ceram Soc 86, 360-362 (2003)
159. Swain, M.V.: Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures.
Acta Biomater, Article in Press, Corrected Proof, (2009)
160. Taskonak, B., Sertgoz, A.: Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures.
Dent Mater 22, 1008-1013 (2006)
161. Taskonak, B., Yan, J., Mecholsky Jr, J.J., Sertgöz, A., et al.: Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures.
Dental Materials 24, 1077-1082 (2008)
162. Tholey, M.J., Stephan, M.: Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen.
Quintessenz Zahntech 33, 160-168 (2007)

163. Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., et al.: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999)
164. Tinschert, J., Natt, G., Körbe, S., Neines, N., et al.: Bruchfestigkeit zirkonoxidbasierter Seitenzahnbrücken.
Quintessenz 57, 867-876 (2006)
165. Tinschert, J., Natt, G., Latzke, P., Heussen, N., et al.: Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon - ein klinisches Konzept mit Erfolg?
Int J Prosthodont 10, 435-445 (2005)
166. Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., Anusavice, K.J.: Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics.
J Dent 28, 529-535 (2000)
167. VITA: VITA In-Ceram for CEREC / CERAC inLab Verarbeitungsanleitung Gerütherstellung.
VITA Vollkeramik (2004)
168. Völkel, T.: Multilink Automix Wissenschaftliche Dokumentation der Ivoclar Vivadent AG (2004)
169. Vult von Steyern, P., Jönsson, O., Nilner, K.: 5-Jahres-Evaluation dreigliedriger vollkeramischer (In-Ceram) Seitenzahnbrücken.
Quintessenz 53, 149-154 (2002)
170. Waltimo, A., Könönen, M.: A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults.
Scand J Dent Res 101, 171-175 (1993)
171. Weibull, W.: References on the Weibull distribution.
FTL, Försvarets Teletekniska Laboratorium, Stockholm (1977)
172. White, S.N., Miklus, V.G., McLaren, E.A., Lang, L.A., et al.: Flexural strength of layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system.
J Prosth Dent 94, 125-131 (2005)
173. Wiederhorn, S.M.: Moisture assisted crack growth in ceramics.
Int J Fracture Mech 4, 171-177 (1968)
174. Wiederhorn, S.M.: Chemical interpretation of static fatigue.
J Am Ceram Soc 55, 81 (1972)
175. Wilker, H.: Weibull-Statistik in der Praxis.
Books on Demand, Norderstedt (2004)
176. Witkowski, S., Komine, F., Gerds, T.: Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques.
The Journal of Prosthetic Dentistry 96, 47-52 (2006)

177. Wolfart, S., Bohlsen, F., Wegner, S.M., Kern, M.: A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 18, 497-505 (2005)
178. Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K., Somiya, S.: Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett* 6, 465-467 (1987)
179. VITA Zahnfabrik, VITA Mediendatenbank (2007)
<http://www.vita-zahnfabrik.com/mediadatabase>
180. Zhang, Y., Pajares, A., Lawn, B.R.: Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 71, 166-171 (2004)

8. Anhang

8.1. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Lage der dentalen Verblendkeramik im Dreistoffsystem Tonerde-Feldspat-Quarz	10
Abb. 2:	Biegefestigkeit und Risszähigkeit in Abhängigkeit des	12
Abb. 3:	Zirkoniumdioxid Kristallphasen [143].....	14
Abb. 4:	Zirkoniumdioxid Kristallphasen als Atommodell:.....	14
Abb. 5:	Rissausbreitung und Blockierung ZrO ₂	16
Abb. 6:	Vergleich der Eigenschaften Keramik - Metall - Polymere [70]	19
Abb. 7:	Verteilungen der Festigkeit innerhalb von Chargen bei Metallen nach der Gaußschen Verteilung (σ_M) und bei keramischen Massen nach der	
	Weibullverteilung (σ_K) [70]	22
Abb. 8:	Vergleich Biegefestigkeit und Dichte durch Orientierungsfelder [70]	23
Abb. 9:	Präparationsformen	27
Abb. 10:	Dimensionierung der Konnektoren [179]	29
Abb. 11:	Das VITA In-Ceram [®] System mit seinen Eigenschaften [179]	40
Abb. 12:	In-Ceram [®] Materialien mit Indikation [179].....	41
Abb. 13:	Das CEREC [®] inLab [®] Fräsgerät [179].....	42
Abb. 14:	Versuchsstruktur der Studie zur Untersuchung der Bruchfestigkeit dreier vollkeramischer Gerüstmaterialien mit und ohne Alterung	43
Abb. 15:	Erstes Wachsmo- del auf einem Frasacomodel	44
Abb. 16:	Stahlstümpfe nach dem Aufbringen des Distanzwachses	45
Abb. 17:	Stahlstümpfe in Silikonmeisterschlüssel	45
Abb. 18:	Schematische Zeichnung 1 und 2 der Modellherstellung nach <i>Pohl</i> [123].....	45
Abb. 19:	Schematische Zeichnung 3 und 4 der Modellherstellung nach <i>Pohl</i> [123].....	46
Abb. 20:	Schematische Zeichnung 5, 6 und 7 der Modellherstellung nach <i>Pohl</i> [123].....	46
Abb. 21:	Modell nach Präparation am Parallellometer mit 6° Konizität	47
Abb. 22:	Meistermodell in Superhartgips	47
Abb. 23:	Dimensionierungen der Modelle	47
Abb. 24:	Probenquerschnitt mit Dimensionierungen	48
Abb. 25:	Versagen bei der Herstellung	48
Abb. 26:	Einzeichnen des Präparationsrandes	50
Abb. 27:	Gerüstdarstellung mit CEREC [®] inLab [®]	50

Abb. 28:	Schleifeinheit des CEREC [®] inLab [®]	51
Abb. 29:	Sinterschrumpfung von ca. 20 % bei In-Ceram [®] YZ.....	52
Abb. 30:	Brücken direkt nach der Infiltration	54
Abb. 31:	Brücke rechts vor der Infiltration und links nach der Infiltration und Korundstrahlen	55
Abb. 32:	Aufbrennkeramik geschichtet mit Entlastungen zur Kompensation der Schrumpfungsspannungen	56
Abb. 33:	Aufbrennkeramik reduziert auf vorgeschriebene Schichtdicke	57
Abb. 34:	Brücke nach Glanzbrand	57
Abb. 35:	Brücke auf Prüfmodel zementiert	57
Abb. 36:	Brücke vor Bruchlastbestimmung.....	58
Abb. 37:	Kausimulator Münchnermodell (Willytec, Gräfelfing)	59
Abb. 38:	Schematische fraktographische Darstellung einer Bruchauslösung [80].....	63
Abb. 39:	Typische Bruchform.....	72
Abb. 40:	In-Ceram [®] Alumina Oberfläche.....	73
Abb. 41:	In-Ceram [®] Zirconia Oberfläche	73
Abb. 42:	In-Ceram [®] YZ Oberfläche	74
Abb. 43:	Grenzschicht zwischen Gerüst und Verblendkeramik	74
Abb. 44:	Grenzschicht zwischen Gerüst und Verblendkeramik	75
Abb. 45:	Bruchkante mit typischer Stufenbildung.....	75
Abb. 46:	Bruchkante mit typischer Stufenbildung.....	76
Abb. 47:	Fraktographische Bruchstruktur In-Ceram [®] YZ, Erklärung siehe Abb. 32.....	76
Abb. 48:	Pore an der Grenzfläche zwischen Gerüst und Verblendkeramik.....	77
Abb. 49:	Infiltrationsfehler (2000-fache Vergrößerung).....	77
Abb. 50:	Grenzflächen zwischen In-Ceram [®] YZ und VM [®] 9 Verblendkeramik	78
Abb. 51:	Grenzflächenzwischen In-Ceram [®] YZ und VM [®] 9 Verblendkeramik	78

Folgende Abbildungen sind bei dieser Studie entstanden (entweder als Photo oder als

Grafik des Autors): Abb. 5, 9, 14 - 17, 21 - 27, 29 - 37, 39 - 51

8.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Kennzahlenwerte für dentale Feldspatkeramik bei Raumtemperatur [77]	10
Tabelle 2:	Kennzahlenmittelwerte bei Raumtemperatur für Aluminiumoxid [48].....	11
Tabelle 3:	Kennzahlenmittelwerte bei Raumtemperatur von reinem Zirkoniumdioxid [48]	14
Tabelle 4:	Materialeigenschaften verschiedener ZrO ₂ -Keramiken [105, 143]	18
Tabelle 5:	Klinische Studien der letzten Jahre mit vollkeramischen Seitenzahnbrückengerüsten.....	25
Tabelle 6:	Studien mit Angaben zu ihren Prüfmodellen für vollkeramische Brückenrestorationen.....	36
Tabelle 7:	Studien mit Angaben zu ihren getesteten vollkeramischen Brückengerüstmaterialien	37
Tabelle 8:	Studien mit Alterungssimulationen von vollkeramischen Brückenrestorationen	38
Tabelle 9:	In-vitro-Studien über vollkeramische Brückengerüstmaterialien.....	39
Tabelle 10:	Parameter des Sintervorganges (Thermostar, VITA).....	52
Tabelle 11:	Parameter des VITA Inceramat 3 für In-Ceram Alumina Infiltration	54
Tabelle 12:	Parameter des VITA Inceramat 3 für In-Ceram [®] Zirconia Infiltration.....	54
Tabelle 13:	Brenntemperaturen VITAVM [®] 7 [167]	56
Tabelle 14:	Brenntemperaturen VITAVM [®] 9 [167]	56
Tabelle 15:	Bruchfestigkeitsvergleich initial aufsteigend sortiert.....	64
Tabelle 16:	Bruchfestigkeitsvergleich nach Alterung aufsteigend sortiert	64
Tabelle 17:	Explorative Datenanalyse der Initialen Bruchfestigkeit	65
Tabelle 18:	Explorative Datenanalyse der Bruchfestigkeit nach Alterung	65
Tabelle 19:	Deskriptive Statistik	66
Tabelle 20:	One-way ANOVA der Festigkeitswerte der Prüfkörper ohne künstliche Alterung.....	67
Tabelle 21:	One-way ANOVA der Festigkeitswerte der Prüfkörper mit künstlicher Alterung	67
Tabelle 22:	Statistischer Test nach Mann-Whitney und Wilcoxon.....	68
Tabelle 23:	Statistischer Test nach Student-Newman-Keuls	68
Tabelle 24:	Weibullauswertung	70
Tabelle 25:	Weibullmodul mit Weibullfestigkeit im Vergleich.....	70
Tabelle 26:	Weibullvergleich der Gerüstmaterialien des Sofortbruches	71

Tabelle 27: Weibullvergleich der Gerüstmaterialien nach Alterung	71
Tabelle 28: Materialeigenschaften angegeben von VITA (Bad Säckingen).....	109
Tabelle 29: Eigenschaften der Verblendkeramiken VITA VM [®] 7 und VM [®] 9.....	110
Tabelle 30: Inhaltsstoffe der Verblendmassen VM [®] 7 und V [®] M 9 von VITA.....	110
Tabelle 31: Bruchwerte nach Modellnummern und Materialien sortiert in Newton	111

Folgende Tabellen sind bei dieser Studie entstanden:

Tabelle 5 - 9, 15 – 27, 31

8.3. Material- und Geräteliste

Frasaco zähne (Frasaco UK 119, A-3; Franz Sachs & Co., Tettwang, Germany)

Parallelometer (F4 basic , DeguDent, Hanau)

Adisil blau (Siladent-Technik GmbH, Goslar)

Dentalwachs (IQ Wachs Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen)

Remanium 2000 (Dentaurum, Ispringen)

Palapress Vario (Heraeus Kulzer)

Tauchwachs (S-U Ceramo Caps Tauchwachs; Schuler-Dental, Ulm)

Gips (Microstone; Whip Mix, Dortmund)

Impregum (3M ESPE, Seefeld)

Karbitfräse (Komet H 356 RGE 103.031; Gebr. Brasseler, Lemgo)

Superhartgips (Octa-Stone, Heraeus Kulzer)

Scan Spray (CEREC[®] , Dentaco)

CEREC[®] Standardkegel (Cylinder Pointed Bur, 1,6 mm Durchmesser)

CEREC[®] Langkegel XL (Cone Bur, 12 mm lang)

KetacCem (3M ESPE, Seefeld)

Stereomikroskop (Stemi DV 4 Spot / KI 1500 LCD, Zeiss, Oberkochen)

Thermostar (Nabertherm, Lilienthal)

Turbine (K air plus, KAVO, Biberach an der Riss)

Inceramat 3 (VITA, Bad Säckingen)

Vacumat 40 (VITA, Bad Säckingen)

Universalbruchmaschine (ZwickUMP 1445, Ulm)

Kausimulator Münchner Modell (Willytec, Graefelfing)

8.4. VITA In-Ceram[®] für CEREC[®] inLab[®]

	Einheit	VITA In-Ceram [®] Alumina Blanks for CEREC [®]	VITA In-Ceram [®] Zirconia Blanks for CEREC [®]	VITA In-Ceram [®] YZ Blochs for CEREC [®]
Verblendung		VITAVM ₇	VITAVM ₇	VITAVM ₉
Kristallphase	Gew.-%	Al ₂ O ₃ (100 %)	Al ₂ O ₃ (67 % Korund) ZrO ₂ (33 % Ce- stabilisiert)	ZrO ₂ < 95 % Y ₂ O ₃ (5 %) HfO ₂ (<3 %) AlO ₂ (<1 %) SiO ₂ (<1 %)
Glasphase	Gew.-%	SiO ₃ (14-17 %) Al ₂ O ₃ (14-17 %) B ₂ O ₃ (12-15 %) TiO ₂ (3-5 %) La ₂ O ₃ (39-48 %) CeO ₂ (2-5 %) CaO (2-4 %) farbgebende Oxide <2 %	SiO ₂ (14-18 %) Al ₂ O ₃ (14-18 %) B ₂ O ₃ (11-15 %) TiO ₂ (2-7 %) CaO (2-12 %) La ₂ O ₃ (25-34 %) CeO ₂ (4-9 %) ZrO ₂ (1-3 %) farbgebende Oxide < 2 %	
Partikelgröße	nm	~ 400 - 2400	~ 3200	~ 300
WAK	10 ⁻⁶ K ⁻¹	7,2 ± 0,15	7,7 ± 0,1	10,5
Biegebruchfestigkeit ISO 6872 0,5 mm/min	MPa	500 ± 50	600 ± 30	> 900
E-Modul	GPa	285	265	210
chemische Löslichkeit	µg /cm ²	1800 ± 50	1118 ± 40	< 20
Bruchzähigkeit Vickers	MPa√m	3,4 ± 0,1	5,7 ± 0,5	?
Bruchzähigkeit SENB	MPa√m	3,5 ± 0,2	?	?
Bruchzähigkeit K _{Ic} SEVNB	MPa√m	3,9	4,4	5,9
Dichte infiltriert	g/cm ³	3,81 ± 0,02	?	-
Dichte porös	g/cm ³	-	-	3,15
Dichte gesintert	g/cm ³	-	-	6,05
Vickershärte	HV	?	?	1200

Tabelle 28: Materialeigenschaften angegeben von VITA (Bad Säckingen)
? = nicht aufgeführt, - = keine Datenerhebung möglich

8.5. VITA VM₇ / VM₉

	Maßeinheit	VITA VM ₇	VITA VM ₉
WAK (25-5000 °C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	6,9 -7,3	8,8 – 9,2
Transformationspunkt	°C	615	ca. 600
Erweichungspunkt	°C	689	ca. 670
Säurelöslichkeit	µg/cm ²	10,8	ca. 9,9
Mittlere Korngröße	µm (d ₅₀)	18	ca. 18
Dichte	g/cm ³	2,4	?
Biegefestigkeit	MPa	106	ca. 102
Vickershärte (Enamel)	HV ₁	ca. 590	ca. 590
Vickershärte (Dentin)	HV ₁	ca. 615	ca. 679

Tabelle 29: Eigenschaften der Verblendkeramiken VITA VM₇ und VM₉
? = nicht aufgeführt

	VM ₉	VM ₉	VM ₇
Oxide Anteil in Gew. %	Bonder	Base Dentin Dentin Enamel	Base Dentin Dentin Enamel
SiO ₂	47 - 51	60 - 64	62 - 65
Al ₂ O ₃	10 - 13	13 - 15	14 - 15
K ₂ O	5 - 8	7 - 10	7 - 8
Na ₂ O	3 - 5	4 - 6	4 - 5
TiO ₂	< 0,5	< 0,5	-
CeO ₂	10 - 13	< 0,5	-
ZrO ₂	5 - 8	0 - 1	0,2 – 0,8
CaO	1 - 2	1 - 2	1 - 2
B ₂ O ₃	3 - 5	3 - 5	6 - 7
BaO	0,5 – 1,5	1 - 3	-
SnO ₂	< 0,5	< 0,5	-
Mg-, Fe-, P-Ox.	< 1	< 1	-

Tabelle 30: Inhaltsstoffe der Verblendmassen VM₇ und VM₉ von VITA
- = nicht enthalten

8.6. Ergebnisse der mechanischen Bruchfestigkeitsversuche

Modell Nr.	In-Ceram [®] Alumina	In-Ceram [®] Alumina Alterung	In-Ceram [®] Zirconia	In-Ceram [®] Zirconia Alterung	In-Ceram [®] YZ	In-Ceram [®] YZ Alterung
1	648,47	501,63	1024,61	647,84	761,16	1016,64
2	1240,64	774,10	581,76	538,03	878,30	929,35
3	580,28	679,63	657,23	887,14	988,07	920,66
4	596,53	420,48	688,47	930,52	1145,11	1108,49
5	961,93	617,91	700,91	774,42	1167,61	821,52
6	469,10	513,66	942,75	659,97	868,92	1093,77
7	1381,51	802,37	590,01	562,83	830,27	859,3
8	1092,02	563,87	818,43	653,46	505	931,32
9	1040,44	668,72	1111,5	966,85	1292,84	1362,54
10	523,36	1048,24	1298,75	1077,37	1376,8	1375,97

Tabelle 31: Bruchwerte nach Modellnummern und Materialien sortiert in Newton

9. Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich herzlich bei meinen Eltern für ihre stetige Unterstützung während meiner gesamten Ausbildung bedanken.

Meiner Freundin Dr. Sophia Nieberler danke ich sehr herzlich für ihre Hilfe und ihr Verständnis in den letzten Jahren.

Ich bedanke mich außerordentlich bei Herrn PD Dr. F. Beuer, Oberarzt der Zahnklinik für Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München für seine tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung dieser Studie.

Ganz besonders möchte ich mich bei Prof. Dr. R. Huss für seine Unterstützung, seinen Enthusiasmus, und seine Neugier bedanken. Aufgrund der Zusammenarbeit habe ich neue Wege beschritten und viele neue bayrische Fachausdrücke meinem Sprachrepertoire hinzugefügt.

Mein besonderer Dank gilt dem Zahntechnikerteam der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU München unter Leitung von Herrn J. Schweiger, die mir mit Rat und Tat zur Seite standen.

Ich möchte Herrn Dr. K. Erdelt für seinen unermüdlichen Einsatz am Kausimulator danken.

Für die freundliche Unterstützung dieser Studie mit Materialien, darf ich mich bei Dr. M. Stephan und der Firma VITA bedanken.

10. Lebenslauf

Persönliche Informationen

Name, Vorname	Steff, Bastian Arnold
Geburtsdatum	02. Juli 1982
Geburtsort	München
Staatsangehörigkeit	deutsch
Konfession	evangelisch
Familienstand	ledig

Schulbildung

1988 - 1992	Grundschule Krumbach
1992 - 2001	Simpert – Kraemer - Gymnasium Krumbach
2001	Abitur

Zivildienst

2001 Juli – 2002 April	Zivildienst m&i Klinik Ichenhausen
------------------------	------------------------------------

Hochschulausbildung

April 2002 – August 2008	Studium der Zahnmedizin an der Ludwig - Maximilians - Universität München, Deutschland
seit 2004 Dezember	Beginn der Dissertation im Fach Prothetik an der Ludwig-Maximilians-Universität München, Deutschland
August 2008	Approbation als Zahnarzt

Zahnärztliche Tätigkeit:

2008 September	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Maria Steff, Altstadt
2009 Februar	Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU München