

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

**In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik
auf die Bruchfestigkeit von
Zirkoniumdioxidrestorationen**

Dissertation

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

vorgelegt von
Tassilo Kerler
aus München
2005

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. H. Kunzelmann

**Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:** Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 26.07.2005

Inhaltsverzeichnis		Seite
1	Einleitung	6
2	Literaturübersicht	7
2.1	Keramik in der Zahnheilkunde.....	7
2.1.1	Definition.....	7
2.1.2	Geschichtliche Entwicklung.....	7
2.1.3	Werkstoffkundliche Aspekte.....	9
2.1.4	Gesinterte Feldspatkeramiken.....	10
2.1.5	Gießbare und pressbare Glaskeramiken.....	12
2.1.6	Oxidkeramiken.....	13
2.1.6.1	Infiltrationskeramiken.....	13
2.1.6.2	Dicht gesinterte Oxidkeramiken.....	14
2.1.7	Verblendkeramik in der Zahnheilkunde.....	18
2.1.7.1	Definition.....	18
2.1.7.2	Cercon ceram S Verblendkeramik.....	19
2.1.7.3	Ivoclar modifizierte Verblendkeramik.....	20
2.2	Biegefestigkeit/Bruchtest.....	21
2.2.1	Einleitung.....	21
2.2.2	Uniaxialer Biegetest.....	23
2.2.3	Biaxialer Biegetest.....	25
3	Material und Methode	26
3.1	Übersicht.....	26
3.2	Herstellung der Cerconbase Prüfkörper.....	26
3.3	Verblendung der Cerconbase Prüfkörper.....	28
3.4	Biaxialer Bruchtest.....	29
3.5	Statistische Auswertung.....	30
3.6	Anfertigung der REM-Proben.....	31
3.7	Bruchkantenanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM).....	32

4	Ergebnisse	33
4.1	Vergleich der gewonnenen Messwerte.....	33
4.2	Messwerte der nur initial gebrochenen Prüfkörper.....	36
4.3	Analyse der Bruchfragmente.....	38
4.4	Auswertung der REM-Bilder.....	40
5	Diskussion	43
5.1	Zirkoniumoxid.....	43
5.2	In- vitro-Untersuchung.....	44
5.3	Material und Methode.....	44
5.4	Ergebnisse.....	47
5.4.1	Vergleich der Bruchwerte von Ivoclar- und Cercon- Verblendkeramik.....	48
5.4.2	Vergleich der initialen Bruchwerte von Ivoclar- und Cercon- Verblendkeramik.....	49
5.4.3	Bruchfragmente und REM.....	50
5.5	Schlussfolgerungen für die Praxis.....	51
6	Zusammenfassung	52
7	Literaturverzeichnis	53
8	Materialliste	61
9	Danksagung	62
10	Lebenslauf	63

1 Einleitung

Keramische Restaurationen eignen sich aufgrund sehr guter Ästhetik, hoher Härte, guter Formbeständigkeit und ausgezeichneter Bioverträglichkeit für den dentalen Bereich [14]. Ende des 19. Jahrhunderts wurde mit den sogenannten Mantel- oder Jacketkronen die Herstellung von vollkeramischen Kronen eingeleitet [24]. Die Indikation war aber sehr eingeschränkt, da der Nachteil in einer hohen Bruchwahrscheinlichkeit lag. Durch stetige Weiterentwicklung und Verbesserung der Keramiken bis zum heutigen Tage, konnte die Indikation erweitert werden. Die Vollkeramikrestauration hat sich zu einer vollwertigen Alternative der etablierten metallkeramischen Versorgung entwickelt. Mit der Einführung von Zirkoniumdioxid vor einigen Jahren im dentalen Bereich wird es möglich, vollkeramische Kronen- und Brückengerüste auch im kaubelasteten Seitenzahnbereich erfolgreich einzusetzen. Studien über Biegefestigkeit, Risszähigkeit und Langzeitstabilität von Zirkoniumoxid zeigen sehr gute Ergebnisse [3, 7, 11, 12, 16, 31, 32, 33, 37, 55].

Um eine individuelle ästhetische Anpassung an die natürliche Zahnreihe zu erzielen, wird auf das Vollkeramikgerüst eine Verblendkeramik aufgebrannt. Es ist noch nicht geklärt, ob sich die Dicke der Verblendschichtstärke auf die Gesamtfestigkeit der Restauration auswirkt. Weiterführend ist es interessant zu wissen, ob der bei Brücken sehr anfällige basale Konnektorbereich eher dick oder dünn verblendet werden soll. Auch der generelle Einfluss der Verblendung auf die Gesamtfestigkeit von Zirkoniumoxidgerüstrestaurationen wird kontrovers diskutiert [11, 55]. Eine Vielzahl von Verblendkeramiken für Vollkeramik-Systeme befinden sich derzeit auf dem Markt, so dass ebenso geklärt werden soll, ob es Vorteile bringt, die Verblendkeramik des Herstellers zu verwenden.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramik in der Zahnheilkunde

2.1.1 Definition

Werkstoffe aus Keramik werden in Medizin und Zahnmedizin vor allem wegen ihrer chemischen Stabilität und ihrer hohen Biokompatibilität verwendet. Eine umfassende Definition aller heute zahnärztlich genutzten keramischen Werkstoffe als nicht-metallische anorganische Verbindungen muss wegen der Vielzahl der Neuentwicklungen sehr allgemein bleiben [9, 38].

Dentalkeramische Produkte nehmen, wenn man die im technischen Bereich übliche Einteilung der Silikatwerkstoffe in Keramik, Glas und Bindestoffe zugrunde legt, bezüglich ihrer Zusammensetzung, Struktur und Verarbeitung eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein [9]. Man unterscheidet als Verbindungen der Kieselsäure (Silikate) eine Vielzahl von Zusammensetzungen und Modifikationen. Sie werden als Feldspatgläser mit kristallinen Anteilen, Oxidkeramiken, entglaste Gläser und Spezialemailen bezeichnet und können eine kristalline (Keramik-Merkmal), als auch quasiamorphe (Glas-Merkmal) molekulare Struktur ausbilden [9, 23]. Bei den kristallinen Anteilen handelt es sich um regelmäßige Anordnungen von Atomen z. B. über ionische oder kovalente Bindungen. Gibt es keine Regelmäßigkeiten, spricht man von einer nichtkristallinen, das heißt amorphe Struktur. Oft können dieselben Atomkombinationen beide Strukturen ausbilden, je nachdem, ob sie während der Herstellung genügend Zeit haben sich zu gruppieren oder nicht [21].

2.1.2 Geschichtliche Entwicklung

Der Name Keramik ist von dem griechischen Wort „keramos“ (Töpfererde, Ziegel, Tongefäß) abgeleitet und bezeichnet sowohl die Erzeugnisse aus gebrannten ton- bzw. kaolinhaltigen Massen als auch die Technik ihrer Herstellung [9, 23]. Es wird angenommen, dass die Ursprünge der Keramik auf einige tausend Jahre vor Christus zurückgehen. Der gewöhnliche Töpfer-ton ist ein quellfähiges Aluminium-Silikat, deren

plättchenförmige Tonkristalle beim starken Erhitzen (Brennen) zu einem Festkörper zusammensintern [9]. Die entstandene poröse Keramik wird durch einen glasartigen Überzug versiegelt. Je nach Grad der Sinterung unterscheidet man zwischen Tongut (Irdengut) und Tonzeug (Sintergut) [9, 23]. Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan, das als das edelste Tonzeug gilt, und etwa 700 n. Chr. in China zuerst hergestellt wurde. Im Zuge der Entwicklungen, wurden auch die Glasurmaterialien weiter verbessert.

Vermutlich erst im 15. Jahrhundert kam das Porzellan durch die Portugiesen nach Europa. *J.F. Böttcher* gelang es 1709 erstmals Porzellan selber zu brennen [9]. Es wurden in den darauffolgenden Jahrzehnten in Europa mehrere Porzellanfabriken gegründet. Ausschließlich Knochen, Elfenbein und natürliche Zähne waren bis dahin als Zahnersatz bekannt und hatten sich wegen schlechter biologischer und chemischer Eigenschaften nicht bewährt. So wurde mit dem neuen Silikatwerkstoff versucht, bessere Ergebnisse im zahnärztlichen Bereich zu erzielen [9]. Die erste dokumentierte Anwendung von Porzellan in der Zahnheilkunde geht auf den Apotheker *Duchâteau* zurück, der sich 1774 eine ganze Prothese aus Porzellan brennen ließ. Ab Mitte des 19. Jahrhunderts begann durch die Zahnfabriken *S.W. Stockton* und *S.S. White Corporation* in Amerika die industrielle Herstellung von künstlichen Zähnen. Im Jahre 1887 schaffte *C.H. Land* die Voraussetzungen für die sogenannten Jacketkronen, eine Mantelkrone aus keramischen Massen [9]. Obwohl in den 30er Jahren des letzten Jahrhunderts, sich die Keramikmantelkrone von *Brill* und *Lewin* im Frontzahnbereich durchsetzte und mit verbesserten keramischen Massen, Brennöfen, Präparationsinstrumenten sowie Abformmaterialien und –methoden eine weite Verbreitung erfuhren, waren niedrige Bruch- und Scherfestigkeit der limitierende Faktor [9]. Trotz dieser Frakturanfälligkeit waren diese Jacketkronen bis zur Entwicklung der metallkeramischen Systeme in den 50er Jahren die einzige festsitzende ästhetische Restaurationsmöglichkeit für den Frontzahnbereich [24]. Die metallkeramische Krone wurde 1962 von *M. Weinstein*, *S. Katz* und *A.B. Weinstein* in den U.S.A. patentiert und in Europa durch die Vita-Zahnfabrik und Degussa Dental auf den Markt gebracht [9]. Mit dem Verbund von Metall und Keramik war es möglich geworden, ästhetisch ansprechende und belastbare Kronen- und Brückenversorgungen auch im Seitenzahnbereich einzugliedern. Die

Metallkeramik drängte durch ihre klinischen Erfolge die Vollkeramik immer mehr zurück, konnte aber die Vorzüge der hohen Biokompatibilität sowie einer idealen Imitation des natürlichen Zahnes nie erreichen. Das Problem der Frakturanfälligkeit von vollkeramischem Zahnersatz wurde mit Hilfe von *McLean* und *Hughes* 1965 durch die Empfehlung, Aluminiumoxidkristalle als Keramikverstärkung einzusetzen, verbessert [9]. Auch entstand in dieser Zeit die Idee des vollkeramischen Verbundsystems, also eines festen keramischen Gerüstwerkstoffes in Kombination mit einem keramischen Verblendwerkstoff geringerer Festigkeit und höherer Transluzenz [24]. Andere Zusätze, wie Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristalle, Zirkonoxid oder keramische Kurzfasern (Whisker) wurden eingesetzt, um die Stabilität zu erhöhen und werden teilweise heute noch verwendet [9]. Neben der klassischen Sinter-technologie wurden in den 80er und 90er Jahren weitere Verfahren wie das Guß-, Press- und Fräsverfahren in der Herstellung von Keramikrestorationen eingeführt. Dabei sind die ästhetischen und mechanischen Eigenschaften der Dentalkeramiken weiter verbessert worden. Durch den Einsatz von aluminiumoxid- und zirkoniumoxidverstärkten Keramiken und deren speziellen Herstellungsverfahren ist es möglich geworden das Indikationsspektrum von vollkeramischen Restaurationen nun auch auf den kaubelasteten Seitenzahnbereich auszuweiten.

2.1.3 Werkstoffkundliche Aspekte

Vorrangig durch den Glascharakter werden die mechanischen Eigenschaften der dentalkeramischen Materialien bestimmt. Das Grundgerüst besteht aus SiO_2 -Gruppen, dessen Gitterstruktur durch Metallionen aufgelockert werden kann [9]. Die Bindungen der Atome und oxidischen Molekülgruppen sind gerichtet kovalent [9, 23]. Die gebrannte Keramik besitzt eine hohe Härte und Druckfestigkeit, ist aber spröde und damit nur gering biege-, scher- und zugfest [3]. Das kommt daher, dass die Keramik sich unter Belastung, im Gegensatz zu Metallen, kaum verformt. Kleinste Fehler wie Poren, Risse oder Verunreinigungen im Gefüge können Ausgangspunkt für Mikrorisse sein, die sich unter Mundbedingungen nicht mehr schließen lassen. Bei Überschreiten eines kritischen Wert, kommt es bei Zug- und Scherspannungen zur weiteren

Ausdehnung des Defektes. Selbst bei Belastungen unterhalb der Bruchspannung ist ein subkritisches Risswachstum möglich (S.17 Abb.4) [5, 21, 34, 36], was bis zum endgültigen Bruch führen kann. So wird im Allgemeinen die theoretische Zerreißfestigkeit praktisch nie erreicht. Die Sprödigkeit und das hohe E-Modul bewirken bei Druckspannungen hingegen einen Verschlul und damit Stop der Rissbildung.

Die unübertroffene natürliche Ästhetik [3, 42, 43, 52], die Biokompatibilität [3, 25, 42, 43, 52], die Mundbeständigkeit [38, 42, 43, 52], die geringe Plaqueanlagerung [3, 43], sowie die niedrige Temperaturleitfähigkeit [3] sind klare Vorteile der vollkeramischen Restaurationen.

Oxidkeramische Werkstoffe	Silikatkeramische Werkstoffe
Glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Feldspatkeramik
Glasinfiltriertes Mg-Al-Spinell	Glaskeramik
Glasinfiltriertes Zirkoniumoxid	
Dicht gesintertes Aluminiumoxid	
Dicht gesintertes Zirkoniumoxid	

Abb. 1 Einteilung der Keramiken nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung [43].

2.1.4 Gesinterte Feldspatkeramiken

Die dentalkeramischen Massen leiten sich zwar vom Porzellan ab, unterscheiden sich aber inzwischen in ihrer Zusammensetzung deutlich von Porzellan oder Glas. So besteht die Feldspatkeramik zu 60 – 80% aus Feldspat, zu 10 – 25% aus Quarz und zu 0 – 5% aus Kaolin [9, 23, 38].

Der Hauptbestandteil ist ein Mischkristallsystem aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) [9]. In der schmelzflüssigen Phase bildet das Kalifeldspat Leuzitkristalle aus, die der Schmelze ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit verleiht und damit das Zerfließen der modellierten Form verhindert. Auch die mechanische Festigkeit und der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) werden vom Leuzitgehalt beeinflusst [9].

Ein weiterer wichtiger Bestandteil ist kristalliner Quarz, chemisch SiO_2 , welcher in sieben dreidimensionalen Modifikationen der Kristallstruktur vorkommen kann. Man unterscheidet Quarz (α und β), Tridymit (α , β und γ) und Cristobalit (α und β) [9]. In dentalkeramischen Massen dient Quarz als Magerungsmittel und verringert durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Schwindung.

Kaolin ist in der Dentalkeramik nur noch in geringen Konzentrationen oder gar nicht mehr vorhanden. Es ist chemisch ein Aluminiumsilikat, in dem Wasser in Form von Hydroxylgruppen gebunden ist. Der Porzellanmasse verleiht Kaolin eine Plastizität sowie Formbarkeit und bildet mit Feldspat Mullitkristalle aus, die für Festigkeit und Opazität verantwortlich sind [9].

Neben den Hauptbestandteilen werden noch einige Zusatzstoffe beigelegt. Sogenannte Flussmittel (2 – 4%), wie z.B. Kaliumphosphat, Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid und Magnesiumoxid erniedrigen die Schmelz- und Erweichungstemperatur der keramischen Massen. Brennfeste Metalloxide und -salze dienen als Farbzusätze, Caesium, Samarium und Uran als Fluoreszenzbildner [9, 23]. Zur Bruchfestigkeit werden gefügeverstärkende Kristallite wie hochschmelzende feste Oxide des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums, Zirkoniums, Leuzit, Glimmer und Hydroxylapatit genutzt [9].

Im klassischen Verfahren der Jacketkronen-Herstellung werden auf einem feuerfesten Stumpf die Kronen frei modelliert und gebrannt. Dabei wird mit einem Pinsel/Modellierwerkzeug Keramikpulver und Modellierflüssigkeit vermischt und auf einem Stumpf aufgeschichtet. Die Keramik wird im Überschuss aufgetragen, um der Brennschwindung von 15 – 35% Rechnung zu tragen, die geringer ausfällt, je besser verdichtet wurde. Danach wird die Keramik unter Vakuum gebrannt, um die Porosität möglichst gering zu halten und die Transluzenz sowie Festigkeit zu erhöhen. Die Sinterkeramik besitzt sehr gute optische Eigenschaften, ist aber nicht so stabil, was ihre Indikation auf Inlays, Teilkronen und Veneers einschränkt. Durch eine adhäsive Befestigung wird ein kraftschlüssiger, reproduzierbarer und dauerhafter Verbund mit der Zahnhartsubstanz erreicht, der zu einer erheblichen Erhöhung der Belastbarkeit führt [43].

2.1.5 Gießbare und pressbare Glaskeramiken

Glaskeramiken können mittels Guß- oder Pressverfahren hergestellt werden. Dabei werden bei der gießbaren Glaskeramik Glasrohlinge mit amorpher Glasstruktur im Lost-wax-Verfahren, wie man es aus dem dentalen Metallguss kennt, vergossen. Anschließend wird der glasklare Rohling bei hohen Temperaturen getempert (keramisiert), wobei es zu einer feinkörnigen Kristallisation kommt, die mehr als die Hälfte des Volumens einnimmt, und einen Transparenzverlust sowie eine Festigkeitssteigerung bedingt. Die bekanntesten Systeme sind Dicor (Dentsply DeTrey / Konstanz) aus Tetrasilizium-Fluor-Glimmer-Kristallen und Cerapearl (Kyocera Corporation; Kyoto / Japan) aus Hydroxylapatitkeramik.

Das pressbare Verfahren beinhaltet auch wieder das Aufwachsen einer zahntechnischen Restauration und das anschließende Einbetten nach dem Lost-wax-Prinzip. Es erfolgt mit hohem Druck das Einpressen einer erweichten leuzitverstärkten Keramik durch einen Aluminiumoxidkolben in die Hohlform. Das pyroplastische Verhalten von Glaskeramiken wird sich dabei zunutze gemacht. Die Presskeramik bildet dabei weitere Leuzitkristalle aus. Die Indikationen für Empress 1 (Ivoclar-Vivadent; Schaan / Liechtenstein) sind bei ausschließlich adhäsiver Befestigung Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Das durch Lithiumdisilikat festere Empress 2 kann, nach Angaben des Herstellers, für Kronen und für kleinspannige Brücken in der Front und bis zum zweiten Prämolare verwendet werden [24, 25].

Der Vorteil der gießbaren und preßbaren Glaskeramiken liegt bei dem Wegfall der Sinterschrumpfung und der damit erleichterten Modellation. Die abschließende Farbgebung erfolgt durch das Einbrennen von Malfarben, die sich aber mit der Zeit abrasiv abnutzen können, oder das Gestalten eines Grundgerüsts mit darauffolgender Beschichtung nach der Sintertechnik.

2.1.6 Oxidkeramiken

Unter Oxidkeramiken versteht man einphasige Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Die Oxide werden mit sehr unedlen Metallen gebildet. Das heißt ihre Oxidationspotentiale sind sehr hoch und die Oxide sind dadurch sehr stabil. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppe sind Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkoniumoxid- und Titandioxidkeramiken [51]. In der Zahnheilkunde werden Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken entweder als Infiltrationskeramiken oder in der CAD/CAM-Technologie als Gerüstkeramiken verwendet [43].

2.1.6.1 Infiltrationskeramiken

Man unterscheidet bei den Infiltrationskeramiken der Firma Vita (Bad Säckingen), glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram Alumina), glasinfiltriertes Zirkoniumoxid (In-Ceram Zirconia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (In-Ceram Spinell) [43].

Bei dem In-Ceram Alumina-System wird mit einer Suspension aus reinen, feingepulverten Al_2O_3 -Partikeln ein Hartkerngerüst auf einem Spezialgipsmodell aufgeschichtet. Der folgende Sinterbrand lässt die Al_2O_3 -Körner zusammenbacken, aber nicht verschweißen. Eine dünnflüssige Suspension aus Lanthanglaspulver und destilliertem Wasser wird auf das Gerüst aufgetragen und im anschließenden Glasinfiltrationsbrand durch Kapillarkräfte eingesogen. Das Resultat ist ein hochfestes, opakes glasinfiltriertes Aluminiumoxidkeramikgerüst, welches mit Verblendmassen in seine endgültige Form gebracht wird [3]. In-Ceram-Alumina kann sowohl für Einzelkronen als auch für kurzspannige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich verwendet werden [6, 45].

Durch Beimengen von etwa 30% Zirkonoxid-Partikel in das Aluminiumoxidgerüst kann eine Verbesserung der Bruchfestigkeit und speziell der Bruchzähigkeit erreicht werden. Der Glasinfiltrationsprozess von In-Ceram Zirconia erfolgt analog dem von Alumina;

die Indikation kann durch die verbesserten mechanischen Werte auf dreigliedrige Brücken im Seitenzahnbereich erweitert werden [3]. Auch hier wird das kreidig/opake Gerüst abschließend mit einer Verblendkeramik charakterisiert.

Wird in das In-Ceram Alumina-Gerüst Magnesiumoxid hinzugefügt, bekommt man eine Oxidkeramik aus komplexen Oxiden. Das In-Ceram Spinell hat eine erhöhte Lichtdurchlässigkeit und damit bessere ästhetische Eigenschaften, aber auch eine reduzierte Festigkeit. So kann In-Ceram Spinell nur für Inlays, Onlays und Einzelkronen im Frontzahnbereich eingesetzt werden.

Alle 3 Vita In-Ceram-Keramiken gibt es auch als homogene industriell gefertigte Fräskeramiken. Je nach gewünschtem Festigkeitsgrad und Transluzenz wird die geeignete Gerüstkeramik ausgesucht, ausgeschliffen und mit Lanthanglas infiltriert, um die Festigkeit zu steigern. Eine Weiterverarbeitung ist sofort möglich [20].

2.1.6.2 Dicht gesinterte Oxidkeramiken

Aluminiumoxid und Zirkoniumoxid sind dicht gesinterte, polykristalline, reine Oxidkeramiken, die keinen nennenswerten Glasanteil mehr besitzen. Sie zeichnen sich durch eine deutlich erhöhte Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit aus (S.15 Abb.2 und 3). Im Bereich der Hüftgelenksprothetik sind diese Werkstoffe schon seit längerem im Gebrauch, da Oxidkeramiken auch eine sehr gute Biokompatibilität aufweisen. Die dicht gesinterten Oxidkeramiken besitzen für sich eine hohe Opazität, was dazu führt, dass sie z.B. eingefärbt, industriell oder vom Zahntechniker, als Gerüstkeramiken verwendet werden. Anschließend erfolgt die Verblendung mit einer Feldspatkeramik. Als optimales Verarbeitungsverfahren hat sich das computergesteuerte Fräsen und Schleifen der vorgesinterten Weißkörper aus industriellen Keramikblöcken erwiesen (CAD/CAM). Die Keramikblöcke bieten höchste Reinheit, Homogenität und Qualität, da sie unter optimalen Bedingungen hergestellt werden. Der weiche, vorgesinterte Rohling ist sehr leicht, zeitsparend und werkzeugschonend bearbeitbar und führt zu

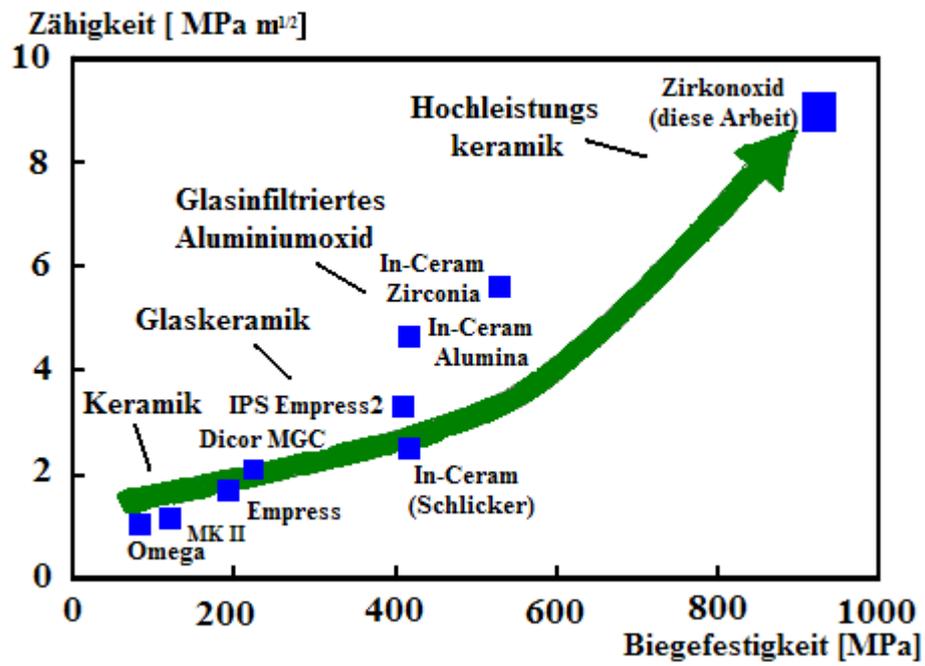


Abb. 2 Bruchzähigkeit von Keramiken [10, 11].

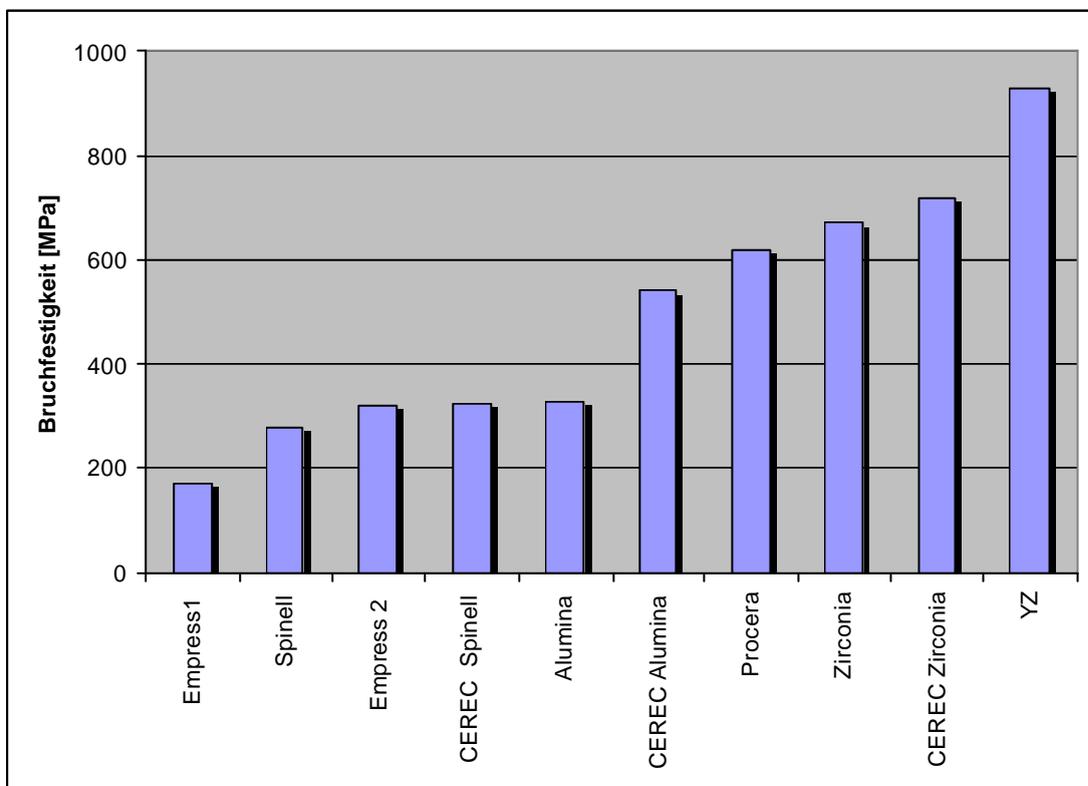


Abb. 3 Die Biegefestigkeit diverser Gerüstkeramiken [3].

keinem Festigkeitsverlust [3]. Hingegen ist die Keramik im dichtgesinterten Zustand äußerst schwer, zeitraubend und mit hohem Werkzeugverschleiß zu bearbeiten, wobei die Gefahr von Mikrodefekten gegeben ist [44].

Ausgehend von industriell gesintertem Material benutzen das Kopierschleifverfahren Celay und die CAD/CAM-Systeme Precident, DCS und Cerec unter anderem Aluminiumoxidkeramiken [30]. Alternativ werden Aluminiumoxidkeramiken entweder in einem zweiten Schritt wie z. B. bei In-Ceram Alumina glasinfiltriert oder durch das Pressen des Materials auf einem Duplikatstumpf (Procera, Cicero) verarbeitet [34]. Die Indikationen für Aluminiumoxidkeramiken sind Einzelkronen und kleinere Frontzahnbrücken. Die Herstellung von Brücken im Seitenzahnbereich ist aufgrund der limitierenden mechanischen Eigenschaften (S.15 Abb.2) nicht Erfolg versprechend [46].

In den 90er Jahren wurde von der Firma DCS (Allschwil / Schweiz) im CAD/CAM-Verfahren an der Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten aus industriell dichtgesintertem und nachverdichtetem, gehiptem (Hot Isostatic Postcompaction = hip), Zirkoniumoxid gearbeitet [24, 35]. Der extrem harte Rohling wird ohne Dimensionsänderung sehr zeitintensiv und mit einem hohen Verschleiß der Schleifwerkzeuge in die endgültige Form gefräst [4]. Bei dieser Technik werden bearbeitungsbedingte Schädigungen der Mikrostruktur der Keramik diskutiert [35]. Eine weitere Methode ist die Bearbeitung von Zirkoniumoxidkeramik aus chemisch synthetischen oder aufbereiteten Rohstoffen, die zu einem vorgesinterten Weißkörper weiter verarbeitet wurden. Durch Zugabe von ca. 3% Yttriumoxid entsteht ein tetragonales polykristallines Zirkoniumoxid, was eine hohe Risszähigkeit des Materials bewirkt [3, 58]. Der Weißkörper hat eine kreideartige, poröse Konsistenz und lässt sich gut bearbeiten. Nur mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen ist es auch hier möglich, die exakte und vergrößerte Form aus den Weißkörpern zu schleifen. Durch das nochmalige Sintern lagern sich die Partikel um, und es kommt zu einer Verdichtung, die eine Schrumpfung von ca. 20% bedingt. Daher ist es erforderlich, das Rohlingsgerüst größer auszufräsen, um die Sinterschrumpfung zu kompensieren [44, 52].

Dauerbelastungen von Keramiken führen, ausgelöst durch Inhomogenitäten und Defekte, zu fortschreitenden Rissen und somit zu Ermüdungserscheinungen, was als unterkritisches Risswachstum bezeichnet wird (s. Abb. 4). Die Festigkeit nimmt ab, was bis zum Versagen der Keramik führen kann. Die Zirkonium-Y-TZP-Keramik (Yttria-Tetragonal-Zirconia-Polycrystals) ist ein umwandlungsverstärkter Werkstoff. Sie besitzt eine gewisse Risszähigkeit, die durch den metastabilen Phasenzustand mit tetragonaler Struktur bedingt ist und durch den Zusatz von Yttriumoxid stabilisiert wird. Kommt es zu einem Mikroriss, wandeln sich die tetragonalen Körner an der Risspitze in monokline Körner um, die 3% - 4% größer sind und den Defekt ausfüllen [3, 30]. Diese Ausdehnung bewirkt eine Behinderung der Defektausbreitung, indem ein Spannungsfeld aufgebaut wird, welches einer weiteren Rissöffnung entgegenwirkt. Das ganze wird als martensitische Phasenumwandlung bezeichnet und ist z. B. auch bei Stahl zu beobachten [30, 52].

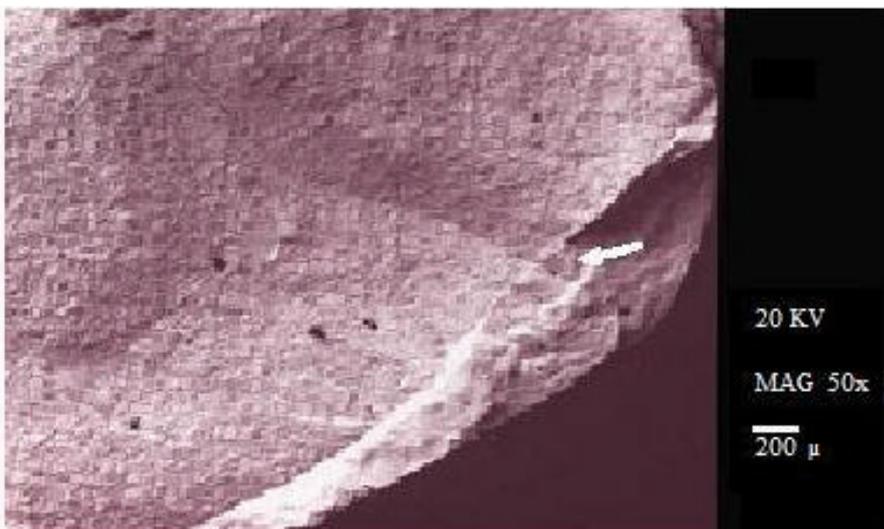


Abb. 4 Subkritisches Risswachstum [42].

Zu den Eigenschaften von Zirkoniumoxid zählen ausgezeichnete Biokompatibilität, gute Biegefähigkeit und Bruchzähigkeit, günstiges Elastizitätsmodul, Korrosionsbeständigkeit, sehr feine Korngröße, keine Glasphase, extrem hohe Dichte, Porenfreiheit und hohe Dauerfestigkeit [16, 46, 53].

Durch die sehr hohen Festigkeitswerte scheint es möglich zu sein, Zirkoniumoxidkeramik als Gerüstkeramik für ausgedehnte Front- und Seitenzahnbrücken sowie für alle Brücken mit reduzierten Platzverhältnissen zur Verbindergestaltung zu nutzen. Das wäre eine metallfreie Alternative zu den herkömmlichen metallkeramischen Versorgungsmaterialien, besonders im Seitenzahngebiet. Klinische Langzeitresultate über ausgedehnte vollkeramische Seitenzahnbrücken liegen aber noch nicht vor. Trotzdem erscheint diese Versorgungsform vielversprechend. Die gegebenen mechanischen Eigenschaften erlauben das Befestigen der Zirkoniumoxidkeramiken konventionell oder adhäsiv [35,52].

2.1.7 Verblendkeramik in der Zahnheilkunde

Um den ästhetischen Ansprüchen in der Zahnheilkunde gerecht zu werden, wird seither versucht, Zahnersatz so zahnähnlich wie möglich zu gestalten. Mit Hilfe von Verblendmaterialien gelingt es, stabile aber auch optisch verminderte Gerüstwerkstoffe ansprechend zu gestalten. Dabei kommt es auf einen optimalen Verbund an, der die Gesamtkonstruktion in ihren Eigenschaften nicht schwächen darf.

2.1.7.1 Definition

Nach dem Anwendungsbereich lassen sich Dentalkeramiken in Verblend- und Gerüstkeramiken unterteilen [24]. Verblendkeramiken sind Glaskeramiken, die in der Schlickertechnik auf das Gerüst aufgebracht und gebrannt werden. Um den natürlichen Zahn so gut wie möglich zu imitieren, gibt es ein umfangreiches Farbsortiment von z.B. Dentin-, Schneide-, Schmelz- und Transparentmassen. Verblendmaterialien sind für Metall- und Keramikgerüste oder beides geeignet und müssen dabei zwei wichtige Eigenschaften erfüllen: Beim Aufbrennen muss ein guter Verbund zwischen den Verblendpartnern entstehen und in der Abkühlphase sowie bei thermischen Wechselbelastungen in der Mundhöhle müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) beider Materialien aufeinander abgestimmt sein [24]. Ist das nicht der Fall,

kann es zu übermäßigen Spannungen im Gerüstverbund kommen mit der Folge von Rissen und Abplatzen der Verblendkeramik. Neben der mechanischen Beanspruchung muss eine Verblendkeramik dem feuchten Milieu der Mundhöhle, den korrosiven Anteilen der Mundflüssigkeit und den Temperaturwechseln standhalten [60] sowie ein geringes abrasives Potential gegenüber dem Antagonisten aufweisen [39].

Mineralmassen als Verblendung auf Metallgerüste zu brennen, wird als Aufbrennverfahren bezeichnet. Das Metall liefert dabei die Stabilität für den Zahnersatz und die Keramik die ästhetische Note. Das Gerüst aus Edel- oder Nichteismetall wird durch Sandstrahlen und Oxidationsglühen vorbereitet, indem Haftoxide für den Verbund an der Oberfläche entstehen. Um die störende Grautönung des Metallgerüsts abzudecken, muss erst eine spezielle Grundmasse (Opaker) aufgebrannt werden. Anschließend erfolgt das Modellieren und Vakuumbrennen des Zahnes mit den einzelnen Keramikmassen, wobei auf eine gute mechanische Verdichtung und die Sinterschrumpfung geachtet werden muss. Der abschließende Glasurbrand gibt der Keramikverblendung eine homogene und glatte Oberfläche [23].

Die Haftfestigkeit von Metall-Keramik-Verblendungen ist hoch und klinisch bewährt. Haftfestigkeitswerte für NEM-Legierungen werden mit $50 - 100 \text{ Nmm}^{-2}$, für EM-Legierungen mit $30 - 70 \text{ Nmm}^{-2}$ angegeben [9].

Um die z.T. opaken Keramikgrundgerüste optisch ansprechend zu gestalten, werden auch diese mit Keramikmassen verblendet. Die Arbeitsabläufe verlaufen ähnlich der Metallkeramik-Technik. Als Vorbereitung wird das Gerüst mit Al_2O_3 abgestrahlt und gereinigt. Ein Liner kann dünn aufgetragen und gebrannt werden, ähnlich dem Opaker bei Metallgerüsten, der aber nicht decken, sondern dem Grundgerüst eine Grundfarbenintensität verleihen soll [18]. Die einzelnen Keramikmassen werden aufgeschlickert, verdichtet und im Vakuum gesintert. Der Brennschwund ist wieder zu berücksichtigen. Ein abschließender Glasurbrand optimiert die Keramikoberfläche. Haftfestigkeitswerte liegen nicht vor, da es für vollkeramische Verbundsysteme noch keinen genormten Versuch gibt [24]. Der Haftverbund zwischen Zirkoniumoxid und der keramischen Verblendmasse erfolgt dabei durch Wasserstoffbrückenbildung und Schrumpfung der

Verblendkeramik auf das Gerüst [44] und wird als sehr gut beschrieben [55, 58, 30]. Ein neuer Weg, der beschränkt ist, ist das Einfärben des sehr opaken Zirkoniumoxidgerüsts. So bieten einige Hersteller eingefärbte Rohlinge oder Färbelösungen für das Zahntechnikerlabor an. Somit soll der Grundton des Keramikgerüsts verbessert und eine optimalere Farbgebung erzielt werden.

2.1.7.2 Cercon ceram S Verblendkeramik

Eine in dieser Arbeit verwendete Verblendkeramik ist die leuzitverstärkte Feldspatkeramik Cercon ceram S der Firma DeguDent (Hanau). Nach den Herstellerangaben ist das niedrigschmelzende Cercon ceram S eine Dentalkeramik Typ 1 und besitzt die Klassen 2-6 nach der DIN EN ISO 6872. Die Normanforderung der Bruchfestigkeit von 50 MPa übertrifft die Verblendkeramik mit 90 MPa und ist optimal auf den Wärmeausdehnungskoeffizienten mit $9,5 \mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{K}$, abgestimmt. Die Vickershärte beträgt ca. 550 HV02; der Schmelzbereich liegt bei 490°C . Der Hersteller gibt weiter an, das Material nur für Zirkonoxidgerüste des Werkstoffes Cercon base freigegeben zu haben und verspricht eine maximale Oberflächenhomogenität und optimalen Haftverbund zum Zirkonoxid. Die ästhetischen Eigenschaften hinsichtlich Transluzenz und Lichtdynamik sollen dem natürlichen Zahn nachempfunden sein [18].

2.1.7.3 Ivoclar modifizierte Verblendkeramik

Die zweite Verblendkeramik stammt von der Firma Ivoclar-Vivadent (Schaan / Liechtenstein) und befindet sich noch in der Testphase. Die Zusammensetzung dieser Schichtkeramik und der Glasur sind in Tabelle 1 aufgeführt. Es handelt sich um eine Fluorapatithaltige Glaskeramik nach ISO 6872 / ISO 9693, die durch den Einsatz von Apatitkristallen dem Zahnersatz eine natürliche Lichtstreuung ermöglichen soll. Der Wärmeausdehnungskoeffizient liegt bei $9,5\text{-}10,0 \mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{K}$, die chemische Löslichkeit ist $< 100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ und die Biaxialfestigkeit $> 50 \text{ MPa}$. Die Transformationstemperatur von Dentin- und Schneidemasse liegt bei $495\text{-}515^{\circ}\text{C}$, von der Glasur bei $460\text{-}480^{\circ}\text{C}$.

Verblendet werden können Gerüste, die aus gesintertem bzw. gehiptem oder vorgesintertem Zirkonoxid hergestellt sind. Andere Gerüstmaterialien sollen nicht verblendet werden; die Kombination bzw. das Mischen mit weiteren Metall- oder Vollkeramik-Systemen ist kontraindiziert [19].

	Dentin und Schneide	Glasuren
	Gew.-%	Gew.-%
SiO ₂	58,0 – 66,0	61,0 – 69,0
Li ₂ O	1,0 – 3,0	1,0 – 3,0
Na ₂ O	6,0 – 9,0	6,0 – 9,0
K ₂ O	5,5 – 8,5	5,5 – 8,5
CaO	1,0 – 3,0	1,0 – 2,0
P ₂ O ₅	0,2 – 0,8	
ZnO		2,0 – 5,0
SrO		1,5 – 3,0
Al ₂ O ₃	8,0 – 12,0	6,0 – 10,0
ZrO ₂	1,0 – 2,0	0,4 – 1,5
F	1,0 – 1,8	1,0 – 2,0

+ Zusätze		
ZnO	0,5 – 1,0	
SrO	1,0 – 2,5	
B ₂ O ₃	0,5 – 1,5	0,5 – 2,0
TiO ₂	1,0 – 1,8	1,0 – 1,8
CeO ₂	0,2 – 0,8	0,2 – 0,8
+ Pigmente	0 – 1,5	

Tab. 1 Standardzusammensetzung der Verblendkeramik von Ivoclar-Vivadent.

2.2 Biegefestigkeit/Bruchtest

2.2.1 Einleitung

Werkstoffprüfverfahren für dentalkeramische Erzeugnisse dienen der vergleichenden Beurteilung von Materialien, Materialkombinationen und Technologien. Es wurden Mindestanforderungen, die durchaus nicht alle klinisch wichtigen Materialparameter umfassen, für dentalkeramische Massen u.a. in der ISO-Norm 6872 und DIN 13925 festgelegt [9, 24]. Als Biegefestigkeit wird die Grenze der elastischen Belastbarkeit definiert, die beim Überschreiten zum Bruch der Keramik führt (S.23 Abb.5) [3].

Keramische Materialien sind grundsätzlich spröde, was sich auf eine hohe Druck- aber geringe Zugfestigkeit niederschlägt. Um diese zu messen, führt man Biegetests durch. Der Vorteil besteht in der reinen Zugspannung auf der Probenunterseite, die hauptverantwortlich für die Rissentstehung bei spröden Werkstoffen ist [17]. Schon kleinste Defekte können frühzeitig zu Rissbildungen führen und tragen neben z.B. Temperatur, Feuchtigkeit, Reibung und Probengeometrie zu einer bis zu 20% Standardabweichung der Messergebnisse bei. Bei den Biegeversuchen haben sich der uniaxiale 3-Punkt-Biegetest und die biaxiale Biegeprüfung durchgesetzt, wobei der 4-Punkt-Biegetest bei den uniaxialen Biegetests noch zu erwähnen ist. Der übergreifende Vergleich von Ergebnissen zwischen den verschiedenen, aber auch gleichen Biegetests, ist schwierig. Der 4-Punkt-Biegetest ergibt im Vergleich niedrigere Festigkeitswerte als der 3-Punkt-Biegetest, da beim Vierpunkt-Biegeversuch die unter maximaler Zugspannung stehende Oberfläche größer ist und somit eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Erfassen von Defektstellen vorliegt [17]. Defektstellen an der Probenkante sind häufig Ursprung eines Bruches bei den uniaxialen Biegetests. Hingegen spielt bei den biaxialen Bruchtests ein Kantendefekt, der sich in der Herstellung schwer vermeiden lässt, eher eine untergeordnete Rolle. Auch sind die Prüfkörper leichter nach zahntechnischen Aspekten herzustellen und simulieren die klinische Situation besser. Untersuchungen zeigen, dass kein signifikanter Unterschied festzustellen ist, wenn verschiedene Stempel-durchmesser, Probendicken, Zwischenfolien oder Belastungsgeschwindigkeiten gewählt werden [17]. Damit liegt eine geringere Empfindlichkeit hinsichtlich Verarbeitungsfehler vor und man erhält verlässlichere Festigkeitsdaten.

Die Biegefestigkeit lässt sich nur aus Prüfkörpern, die aus einem einheitlichen Material bestehen, mit Hilfe der Bruchlast berechnen. Bei verblendeten Prüfkörpern sind nur die Bruchlastwerte vergleichbar, die die Haltbarkeit des Verbundsystems Grundgerüst/Verblendung sowie den endgültigen Bruch darstellen.

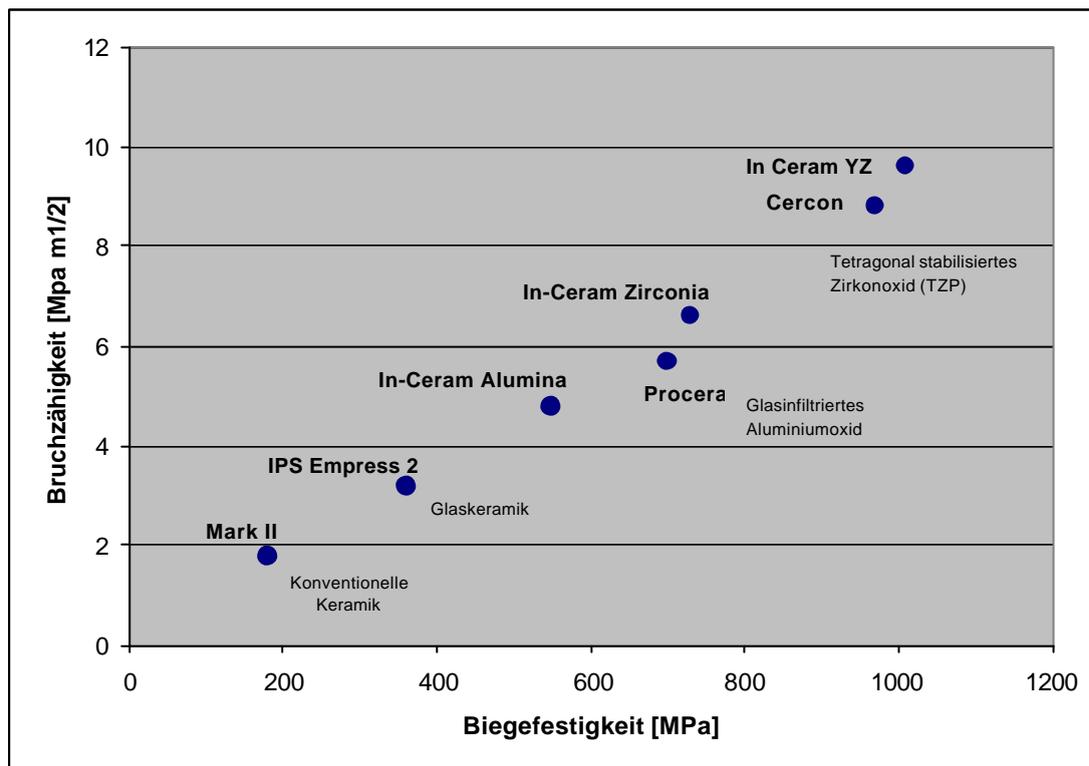


Abb. 5 Vier Keramiksysteme und ihre Werkstoffeigenschaften [3].

2.2.2 Uniaxialer Biegetest

Die Keramik-Prüfkörper sind stäbchenförmig und haben die Abmessungen von $b = 3$ mm, $h = 5$ mm und $l = 30$ mm. Die Proben werden mit einem Nassschleifpapier der mittleren Körnung poliert und danach gründlich gereinigt. In der Biegevorrichtung liegen die Prüfkörper hochkant und werden mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $1 \pm 0,5$ mm/min bis zum Bruch belastet. Die beweglichen Auflager haben einen Abstand l von 24 mm. Die Prüfung erfolgt mit einem Stempelabstand c von 12 mm [3, 17].

Beim 3-Punkt-Biegetest wird die Biegefestigkeit nach folgender Formel berechnet:

$$M = \frac{3 W l}{2 b d^2}$$

Hierin ist:

M die maximale Biegefestigkeit in Megapascal

W die Gesamtbruchlast in Newton

l der Auflagerabstand in mm

b die Probenbreite in mm

d die Probenhöhe in mm

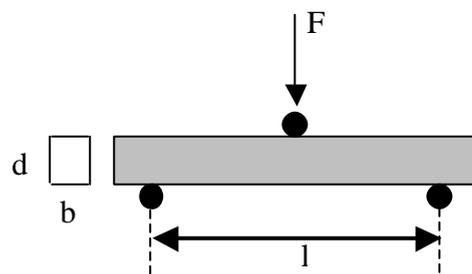


Abb. 6 Schema des 3-Punkt-Biegeversuchs [17].

Der 4-Punkt-Biegetest errechnet sich nach dieser Formel:

$$M = \frac{3 W(l - c)}{2 b d^2}$$

Hierin ist:

M die maximale Biegefestigkeit in Megapascal

W die Gesamtbruchlast in Newton

l der Auflagerabstand in mm

c der Stempelabstand in mm

b die Probenbreite in mm

d die Probenhöhe in mm

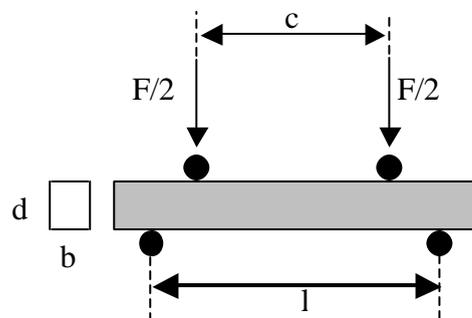


Abb. 7 Schema des 4-Punkt-Biegeversuchs [17].

2.2.3 Biaxialer Biegetest

Nach Herstellerangaben werden Keramik-Scheiben mit einem Durchmesser von 12 – 16mm und einer Dicke von 2 mm hergestellt und beidseitig mit einer Diamantscheibe mit absteigender Körnung von 40 – 15 μm auf eine Dicke von $1,2 \pm 0,2$ mm geschliffen. Die gegenüberliegenden Flächen des Prüfkörpers dürfen eine Parallelitätstoleranz von $\pm 0,05$ mm aufweisen. Abschließend sind alle Proben gründlich zu reinigen. Die Vorschubgeschwindigkeit beträgt in der Biegevorrichtung $1 \pm 0,5$ mm/min. Die Keramik-Proben werden konzentrisch auf drei Stahlkugeln im Durchmesser von $3,2 \pm 0,5$ mm platziert, die einen Abstand l von 10 – 12 mm haben und im 120° voneinander auf einer Auflagerscheibe befestigt sind. Der Probekörper wird in der Mitte mit einem gehärteten flachen Stempel im Durchmesser von 1,2 – 1,6 mm belastet [17].

Aus den gewonnenen Bruchlasten ist es möglich die Biegefestigkeit der einzelnen Proben nach folgender Formel zu errechnen:

$$S = - 0,2387 P (X-Y) / d^2$$

Hierin ist:

S die maximale Biegefestigkeit in Megapascal

P die Gesamtbruchlast in Newton

$$X = (1+\nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu) / 2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+\nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1-r_3)^2$$

Hierin ist:

ν die Poisson-Verteilung. Wert hier 0,25

r_1 der Radius der Trägerscheibe in mm

r_2 der Radius des belasteten Bereichs in mm

r_3 der Radius des Probekörpers in mm

d die Dicke des Probekörpers bei Bruchbeginn in mm

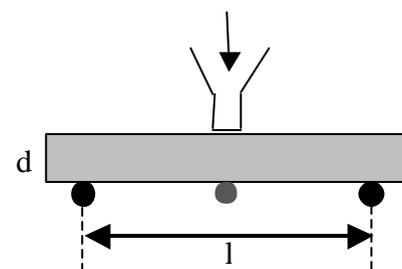


Abb. 8 Schema des biaxialen Biegetests.

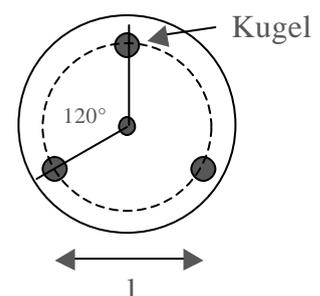


Abb. 9 Schema der Auflagerscheibe [17].

3 Material und Methode

3.1 Übersicht

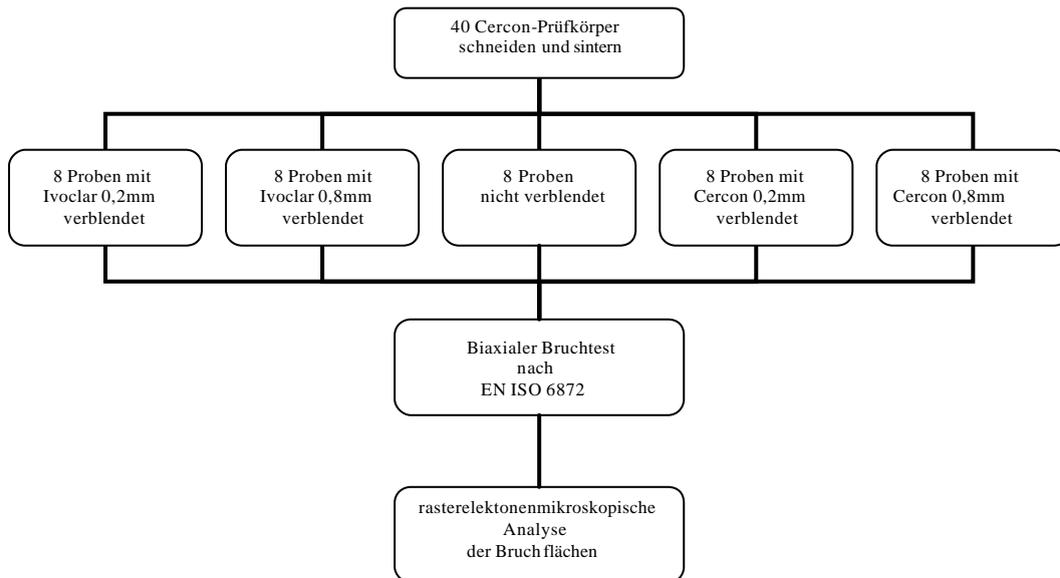


Abb. 10 Übersicht Material und Methode.

3.2 Herstellung der Cercon base Prüfkörper

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte nach den Richtlinien der ISO EN 6872 Norm der biaxialen Biegeprüfung. Vorgesinterte Cercon-Weißkörper (DeguDent / Hanau) wurden mit dem Accutom 2 (Struers / Willich) in 40 a 2 mm dicke Scheiben geschnitten. Um den Y-TZP-Zirkoniumoxidrohling beim Schneiden nicht zu beschädigen, wurde eine Schneidehilfe aufgeklebt (Uhu Endfest 300; Henkel / Düsseldorf) und diese im Einspannrahmen befestigt. Die Proben wurden anschließend bei 1350 °C über 4 Stunden im Cercon heat Brennofen durchgesintert. Um den im Versuchsaufbau vorgegebenen Wert von 1,3 mm Dicke und die planparallelen Seiten mit einer Toleranz von 0,05 mm zu erreichen, wurden die Cercon-Scheiben mit der Schleifmaschine Abramin (Struers / Willich) parallel geschliffen. Jeweils 8 Proben wurden auf einen Stahlprobenhalter mit einem Spezialwachs (Ocon-200; Logitech / Glasgow) aufgeklebt.

Die erste Seite wurde mit einem Diamantschleifpapier der Körnung 40 μm bearbeitet und im Endschliff mit der Körnung 20 μm nachbearbeitet. Mit der zweiten Seite wurde analog verfahren. Die erreichte Probendicke wurde mit einem auf 0,01 mm geeichten Tasterzirkel (Fino Praeci Caliper S; Fino / Bad Bocklet) an 7 Stellen nachkontrolliert. Der daraus resultierende Mittelwert wurde zu weiteren Berechnungen herangezogen. Die 40 gefertigten Keramikproben hatten einen Durchmesser von 15,7 mm und eine Dicke von $1,3 \pm 0,05$ mm mit planparallelen Seiten.



Abb. 11 Zirkonoxidrohling mit befestigter Schneidehilfe.



Abb. 12 Schneiden im Accutom 2.

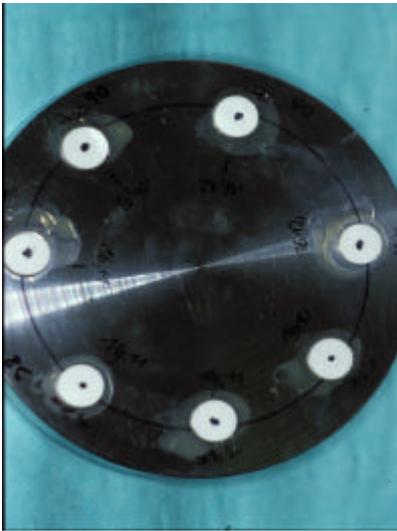


Abb. 13 Proben auf Stahlprobenhalter.



Abb. 14 Probenhalter beim Schleifen.

3.3 Verblendung der Cercon base Prüfkörper

Die beidseitig beschliffenen Zirkoniumoxid-Scheiben wurden in 5 Gruppen à 8 Proben zufällig aufgeteilt. Eine Gruppe wurde für Vergleichswerte nicht verblendet. Zwei Versuchsreihen wurden mit dem *Cercon ceram S* (DeguDent / Hanau) und die anderen beiden mit dem neuen modifizierten *Ivoclar*-Verblendmaterial (Schaan / Liechtenstein) einseitig verblendet. 8 Proben der jeweiligen Keramikverblendung wurden in 0,2 mm, die anderen 8 in 0,8 mm Schichtstärke hergestellt.

Nach dem planparallel Schleifen wurde die zu verblendende Scheibenoberfläche mit Aluminiumoxid von 50 µm und 1 bar Druck vorsichtig abgestrahlt (Sandmaster; Zofingen / Schweiz) und mit 20% Alkohol gereinigt. Um die vorgegebene geringe Verblendschichtstärke überhaupt zu erzielen, musste generell auf den Liner verzichtet werden. Nach Angaben des Herstellers DeguDent wird der Haftverbund ohne Liner nicht geschwächt [18]. Beide Verblendmaterialien wurden genau nach Herstellerangaben mit Keramikpulver und Modellierflüssigkeit angemischt und mit einem Kunsthaar-Pinsel der Größe 3 auf die vorbereitete Oberfläche deckend aufgetragen. Um eine möglichst homogene Verblendung zu erzielen, wurde die Keramikmasse mehrmals mechanisch verdichtet und die an die Oberfläche getretene Flüssigkeit mit einem feinen

Papiertaschentuch abgesaugt. Die Keramikscheiben wurden jeweils zweimal mit der Dentinmasse D3 von Cercon ceram S und mit der Ivoclar Dentinmasse D2 beschichtet und im vorgeheizten Sinterofen (Vacumat 300; Vita / Bad Säckingen) vakuumgebrannt (Tab. 2). Nach dem Abkühlen erfolgte eine erste grobe Reduktion mit einem Rotring-Diamanten (mit 15.000 Um/min) und anschließend das planparallel Schleifen mit der Schleifmaschine Abramin (Struers / Willich) und einer Diamantscheibenkörnung von 20 µm. Nachdem abschließend durchgeführten Glanzbrand mit dem entsprechenden Glasurmaterial wurde die Dicke der Proben mit dem Tasterzirkel (Fino Praeci Caliper S; Fino / Bad Bocklet) erneut an 7 Stellen gemessen. Die Mittelwerte der keramikverblendeten Prüfscheiben zeigten Ergebnisse von $1,5 \pm 0,05$ mm und $2,1 \pm 0,05$ mm.

	Cercon Dentinbrand	Cercon Glanzbrand	Ivoclar Dentinbrand	Ivoclar Glanzbrand
Vorwärmen °C	450	450	403	403
Vorwärmen min.	6:00	6:00	4:00	4:00
Anstieg °C/min	60	60	60	60
Vakuum	Cont	Off	Cont	Off
Vak. – Ein °C	450	450	450	450
Vak.- Aus °C	840	810	749	729
Endtemperatur °C	840	810	750	730
Halten min.	1:00	1:30	1:00	1:00

Tab. 2 Brenndaten beider Verblendmaterialien.

3.4 Biaxialer Bruchtest

Alle 40 Zirkoniumoxid-Scheiben, verblendet oder nicht, wurden in der Universalprüfmaschine (Zwick / Ulm) in einem biaxialen Bruchtest bis zum kompletten Bruch belastet. Dabei lag die Verblendkeramik in der Zugzone.

Der Mittelpunkt jedes Prüfkörpers wurde vorher mit einem Lineal und einem Zirkel ermittelt und markiert. Danach wurden die Proben so zentriert wie möglich auf den Probenteller mit den drei Halbkugeln gelegt, sodass der Stempel der Prüfmaschine auf den vorher eingezeichneten Probenmittelpunkt traf. Während des Bruchtests betrug die Vorschubgeschwindigkeit des Stempels 0,5 mm pro Minute und der Durchmesser des Stempels war 1,6 mm. Die Universalprüfmaschine zeichnete die gemessenen Werte in einem Spannungsdehnungsdiagramm per Computer auf und ermittelte die entstandenen Bruchlasten. Die Bruchfragmente wurden für die weitere Analyse gesammelt.



Abb. 15 Probenteller und Stempel.



Abb. 16 Keramikscheibe auf Probenteller.

3.5 Statistische Auswertung

Nach dem Messen der Bruchkräfte wurden diese statistisch miteinander verglichen. Hierfür wurde das Statistikprogramm SPSS 11.5 (SPSS-Inc.; Chicago / USA) angewendet. Zur übersichtlichen Darstellung wurden Boxplot-Diagramme verwendet, die den Medianwert, die Standardabweichung und die Extremwerte anzeigen. Zur

Überprüfung der statistischen Signifikanz kam der parameterfreie Test nach Mann-Whitney zum Einsatz. Als Signifikanz-Niveau wurde der Wert auf $p < 0,05$ festgelegt.

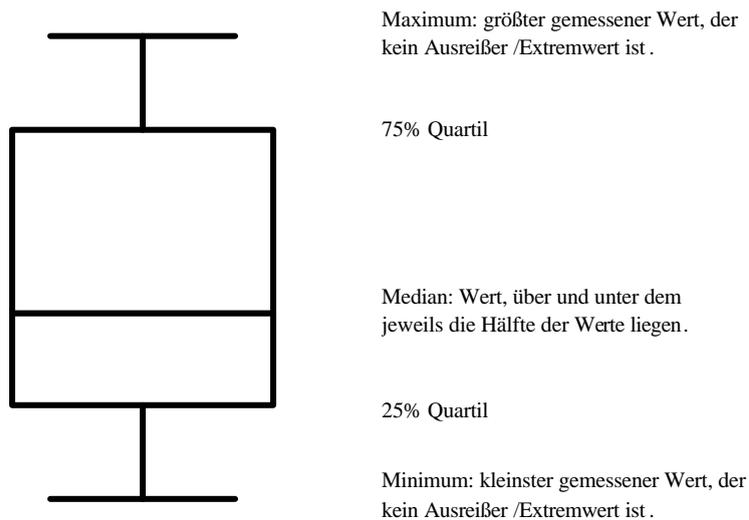


Abb. 17 Erklärung Boxplot-Diagramm.

3.6 Anfertigung der REM-Proben

Die zerstörten Proben wurden abwechselnd in ein Aceton-, destilliertes Wasser- und Alkoholbad für 10 Minuten gesäubert, um Verunreinigungen zu beseitigen. Nach dem Trocknen wurden die Scherben plan oder hochkant auf einen Probenhalter festgeklebt und anschließend 1,5 min unter Argon-Atmosphäre bei 15mA in einer Sputteranlage (SCD030; BAL-TEC GmbH / Witten) mit Gold bedampft. Da die Oberflächen der Proben nicht leitfähig sind und das Rasterelektronenmikroskop nur solche erkennen kann, mussten die Bruchfragmente vorher mit Gold besputtert werden, um ein scharfes Bild zu erhalten.

3.7 Bruchkantenanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM)

Die mit Gold bedampften Keramikfragmente wurden im Rasterelektronenmikroskop Stereoscan 250 (Cambridge Instruments; Cambridge / UK) mit einer bis zu 1000-fachen Vergrößerung analysiert. Dafür wurden je 4 Probenhalter auf einen in dreidimensionaler Richtung verschiebbaren Schlitten aufgesteckt. Um ein eindeutiges und scharfes Bild zu bekommen, war es wichtig durch Bewegen des Schlittens den Elektronenstrahl möglichst senkrecht auf die Bruchkante zu richten. Mit Hilfe einer digitalen Kamera (Fine Pix S1 Pro; Fujifilm Europe / Düsseldorf) wurden die Bilder aufgenommen und anschließend zur weiteren Auswertung auf einen PC überspielt.

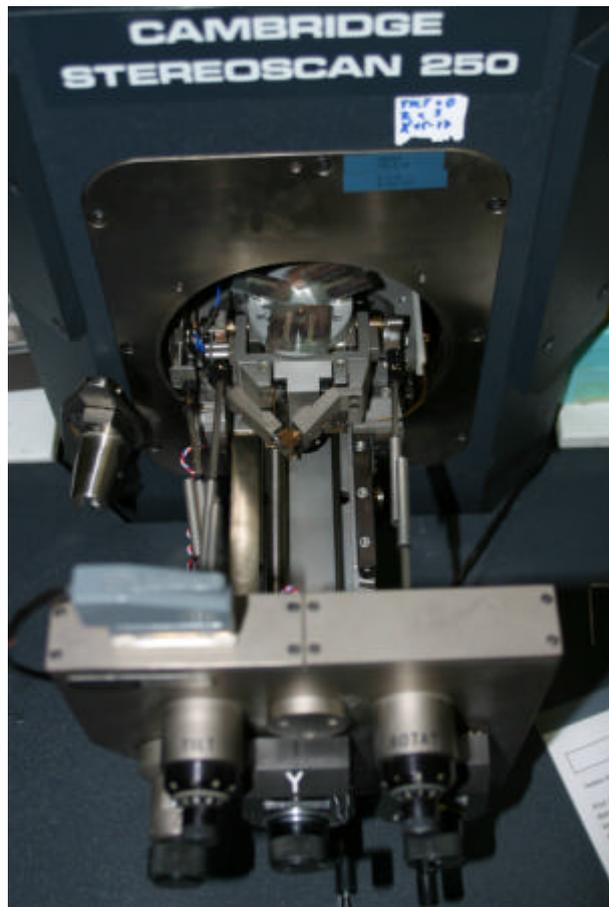


Abb. 18 Proben auf dem Probenschlitten.

4 Ergebnisse

4.1 Vergleich der gewonnenen Messwerte

Um den Versuchsaufbau in seiner Systematik zu überprüfen, wurde aus den Bruchlastwerten der nicht verblendeten Cercon-Scheiben die Biegefestigkeit S ausgerechnet. Für die Berechnung sind folgende Fixwerte in die Formel eingesetzt worden:

Radius der Trägerscheibe: 6 mm

Radius des belasteten Bereichs (Stempel): 0,8 mm

Radius des Probenkörpers: 7,85 mm.

Die 8 unverblendeten Cercon-Scheiben kommen auf einen mittleren Bruchlastwert von 1065,89 N und eine mittlere Biegefestigkeit von 1002,12 MPa.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]	Standard- abweichung
CERCON	8	895,18	1308,68	1065,8900	122,97344
CER02	8	908,02	1116,51	1000,3763	70,92171
CER08	8	964,14	1273,78	1083,6037	88,97589
IVO02	8	897,99	1082,21	969,8513	55,64357
IVO08	8	896,24	1224,12	1022,1687	114,21168

Tab. 3 Statistische Auswertung der Bruchlastwerte.

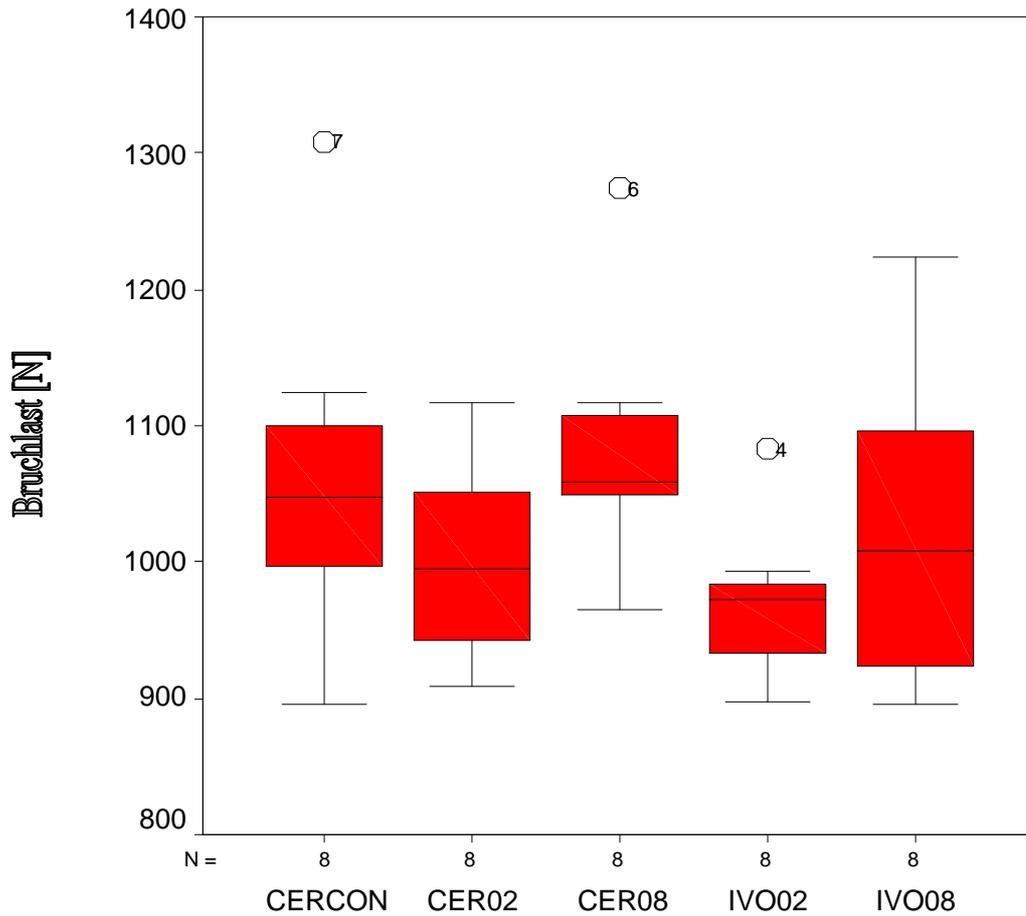


Abb. 19 Vergleich der Bruchlastwerte.

CERCON = unverblendete Proben.

CER02 = 0,2 mm Cercon ceram S verblendete Proben.

CER08 = 0,8 mm Cercon ceram S verblendete Proben.

IVO02 = 0,2 mm modifizierte Ivoclar-Verblendung verblendete Proben.

IVO08 = 0,8 mm modifizierte Ivoclar-Verblendung verblendete Proben.

Tab. 4 Erklärung der Legende des Bruchlast-Diagramms.

Das Bruchlast-Diagramm zeigt in der X-Achse die Anzahl der Proben und die Proben-
gruppen. Diese sind, außer der ersten unverblendeten Gruppe, nach Verblendmaterial
und Verblendstärke beschriftet. Die Bruchlastwerte in Newton sind auf der Y-Achse
aufgeführt. Einzelne Werte, die stark von den anderen abweichen, sind im Boxplot-
Diagramm als Kreise dargestellt.

Die Mittelwerte für die Prüfkörper mit der Herstellerverblendkeramik Cercon Ceram S
liegen für 0,2 mm Schichtstärke bei 1000,38 N und für 0,8 mm bei 1083,60 N.

Bei der experimentellen Zirkoniumoxid-Verblendkeramik von Ivoclar-Vivadent
erreichen die beschichteten Proben mittlere Bruchlastwerte von 969,85 N bei 0,2 mm
dicker Verblendschicht und 1022,17 N bei 0,8 mm Schichtstärke.

Die Standardabweichung liegt mit 122,97 bei den unverblendeten Proben am höchsten.
Die geringste Streuung haben die dünn (0,2 mm) mit der Herstellerverblendkeramik
verblendeten Proben mit 55,64. Um die einzelnen Probengruppen miteinander zu
vergleichen, wurde der nicht-parametrische *Mann-Whitney-Test* durchgeführt (Tab. 5).
Daraus ergibt sich die exakte Signifikanz *P* zweier Gruppen. Ist dieser Wert geringer als
0,05 kann man von einem signifikanten Unterschied der beiden Testgruppen zueinander
sprechen.

CERCON	CER02	0,238	CER02	CER08	0,065
CERCON	CER08	0,427	IVO02	IVO08	0,505
CERCON	IVO02	0,082	CER02	IVO02	0,328
CERCON	IVO08	0,473	CER02	IVO08	1,000
CER08	IVO08	0,279	CER08	IVO02	0,015

Tab. 5 Signifikanz der einzelnen Probengruppen zueinander.

Nur die Probengruppen die mit 0,8 mm Cercon ceram S und mit 0,2 mm der
modifizierten Ivoclar Verblendkeramik beschichtet wurden, zeigten zueinander einen
Signifikanzwert *P* von 0,015. Daraus ergibt sich ein eindeutiger Unterschied im
Vergleich beider Bruchlastwerte.

4.2 Messwerte der nur initial gebrochenen Prüfkörper

Während der Arbeit mit der Universalprüfmaschine fiel auf, dass Prüfkörper die mit 0,8 mm Schichtstärke verblendet worden waren, zwischen dem Belastungsbeginn und dem vollständigen Bruch ein akustisches Knacken und daraus resultierend einen kurzen Abfall (Peak) auf der Bruchlastgraphik zeigten. Um dem nachzugehen wurden nochmals 4 Proben mit 0,8 mm Keramikverblendung, wie bereits beschrieben, gefertigt. Die eine Hälfte der Proben war mit Cercon ceram S, die andere mit der neuen Ivoclar-Verblendung beschichtet. Alle 4 Prüfscheiben wurden bis zum ersten akustischen Knacken in der Universalprüfmaschine belastet, also nicht bis zur kompletten Fraktur. Es zeigten sich Risslinien in der Verblendung, die von einem in der Scheibe sehr mittig gelegenen Punkt ausstrahlten. Das Verblendmaterial war nirgends abgeplatzt, oder abgehoben. Optisch konnte man in den Zirkoniumoxid-Gerüsten keine Beschädigungen feststellen. Anschließend wurden die Keramikscheiben einzeln in Paladur (Heraeus Kulzer / Hanau), einem durchsichtigen Kaltpolymerisat, eingebettet und im Drucktopf polymerisiert. Mit dem Accutom 2 (Struers / Willich) wurden die entstandenen Blöcke in 0,5-1 mm dicke Scheiben, senkrecht zu dem Keramikgerüst und der Verblendung, geschnitten. Zur weiteren Betrachtung im REM wurden diese gereinigt, auf einen Probenteller aufgeklebt und besputtert.

Aus den Bruchlastgraphiken der initial und komplett gebrochenen Prüfscheiben mit einer Verblendstärke von 0,8 mm, wurden die Bruchlasten beim ersten kurzen Abfallen des Graphen abgelesen (Abb. 22). Die Auswertung der abfallenden Peaks in den Bruchlastgraphiken von Cercon ceram S ergibt einen Mittelwert von 606 N und eine sehr hohe Streuung von Minimum 333 N bis Maximum 955 N. Die Ivoclar-Verblendung zeigt einen niedrigeren Mittelwert von 565 N und eine geringere Streuung von Minimum 487 N und Maximum 633 N (Tab. 6).



Abb. 20 Initiale Verblendfraktur IVO08.



Abb. 21 Initiale Verblendfraktur CER08.

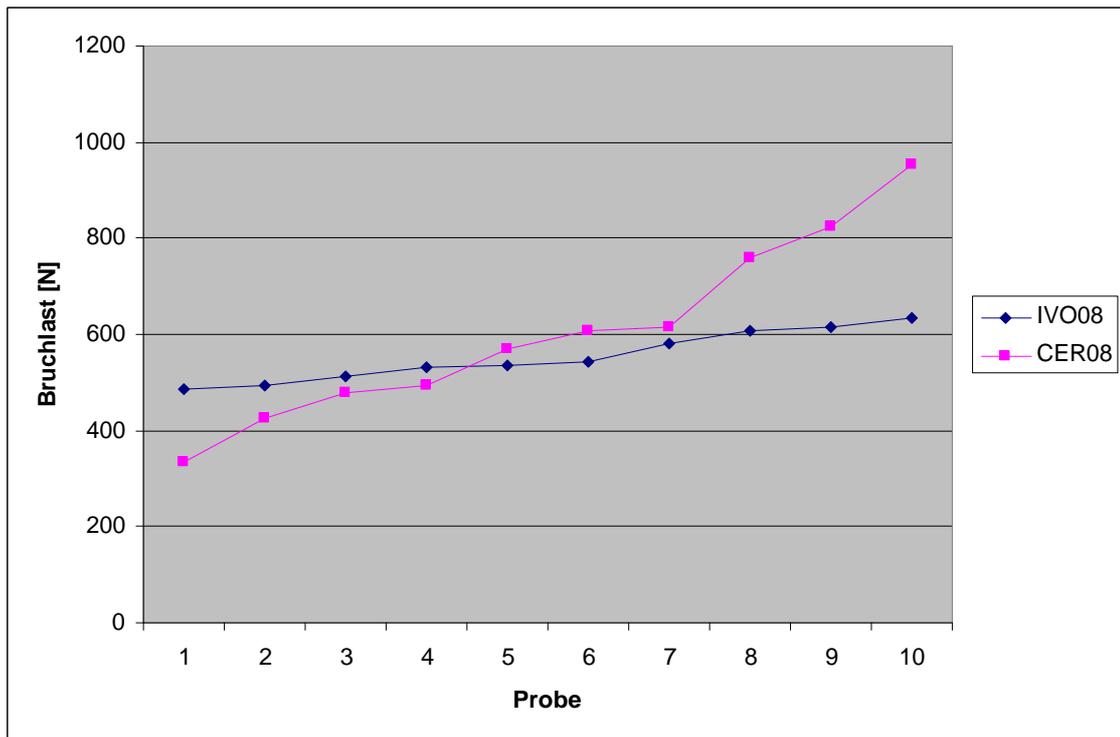


Abb. 22 Werte des initialen Bruchlastabfalls der mit 0,8 mm verblendeten Prüfkörper.

	N	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]
CER08	(8+2) 10	333	955	606
IVO08	(8+2) 10	487	633	565

Tab. 6 Statistische Auswertung des initialen Bruchlastabfalls.

4.3 Analyse der Bruchfragmente

Die erste Begutachtung der einzelnen Bruchfragmente erfolgte optisch. Es wurden zum Vergleich Bilder mit der digitalen Kamera (Fine Pix S1 Pro; Fujifilm Europe / Düsseldorf) aufgenommen. Alle Bruchstücke zeigten innerhalb ihrer Probengruppe ähnliche Merkmale auf. So zerbrachen die verblendeten Keramikgerüste in 3 bis 5 Gerüststücke. Die Risslinien verliefen vom Scheibenrand auf einen zentral, ungefähr mittig liegenden Punkt, der ungefähr mit der Auflage des Stempels übereinstimmt. Entlang der Frakturlinien ist fast immer die Verblendung mit abgeplatzt. Besonders bei den 0,8 mm Verblendungen ist das Verblendmaterial großflächiger abgesprungen. Verblendkeramik die noch auf dem Gerüst verblieb, zeigte keine Spalten zwischen der Verbindung und war nicht mobil. Die Frakturkanten waren sehr geradlinig.



Abb. 23 Bruchstücke IVO02 zusammen.



Abb. 24 Bruchstücke IVO02 auseinander.



Abb. 25 Bruchstücke IVO08 zusammen.



Abb. 26 Bruchstücke IVO08 auseinander.



Abb. 27 Bruchstücke CER02 zusammen.



Abb. 28 Bruchstücke CER02 auseinander.



Abb. 29 Bruchstücke CER08 zusammen.



Abb. 30 Bruchstücke CER08 auseinander.

4.4 Auswertung der REM-Bilder

Die Auswertung der bis zu 1000-fach vergrößerten Aufnahmen, zeigte bei allen Proben keine Spalten zwischen der Verblendkeramik und dem Zirkonoxidgerüst. Auf den freigelegten Flächen des Keramikgerüsts, blieben keine Reste der Verblendung zurück. Das Zirkoniumoxid ist ein sehr homogener Werkstoff, indem keine Einschlüsse zu finden und nur auf den beschliffenen Flächen Schleifspuren auszumachen waren. Die Verblendungen hingegen hatten einige Gaseinschlüsse, die aber nicht in Beziehung mit der Bruchkante gebracht werden konnten.

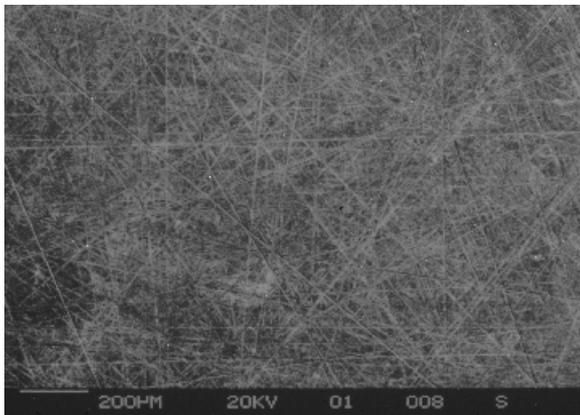


Abb. 31 Geschliffene Zirkonoxidoberfläche, unverblendeter Prüfkörper.

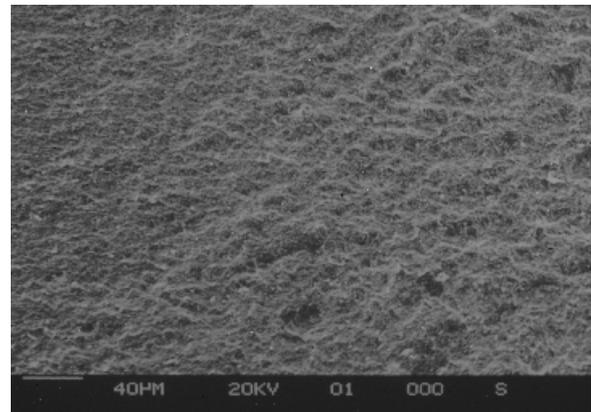


Abb. 32 Zirkonoxid – Bruchfläche.

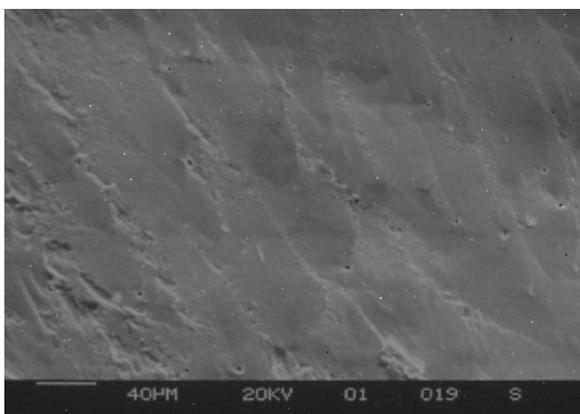


Abb.33 Ivoclar-Verblendung – Bruchfläche.

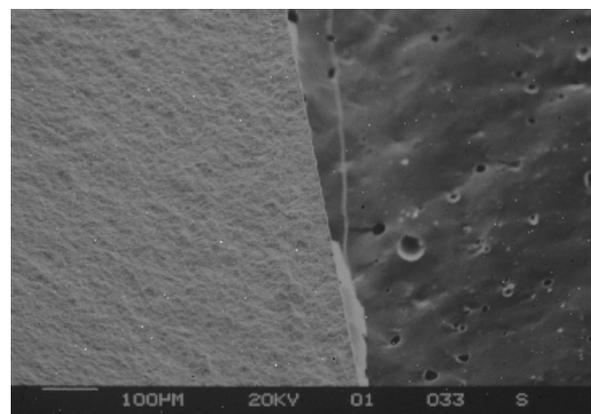


Abb. 34 Haftung Ivoclar – Verblendung und Zirkonoxidgerüst – Bruchfläche.

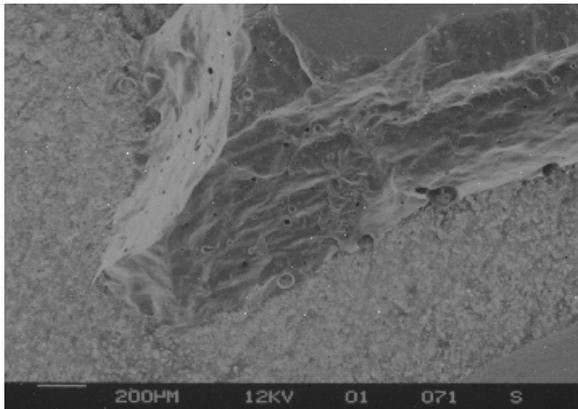


Abb. 35 Cercon-Verblendung - Bruchfragment auf Zirkoniumoxidgerüst.

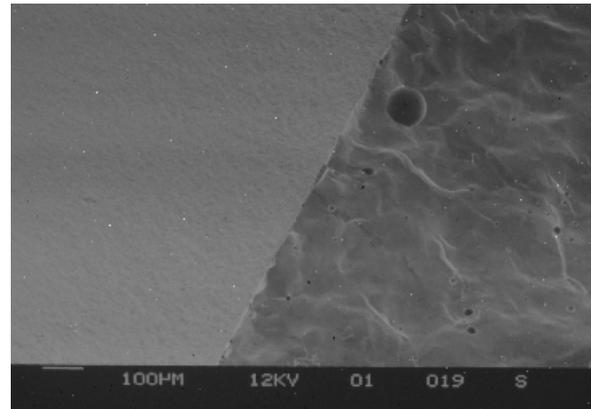


Abb. 36 Haftung Cercon-Verblendung und Zirkoniumoxidgerüst – Bruchfläche.

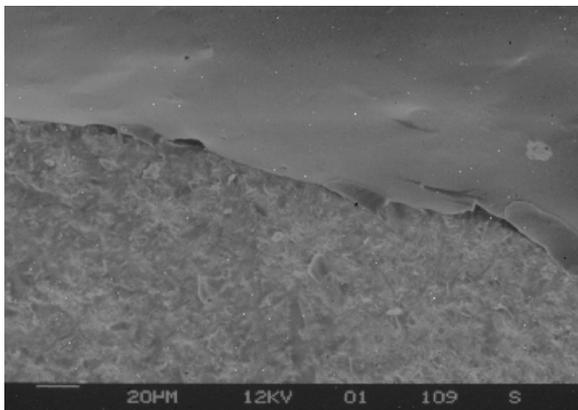
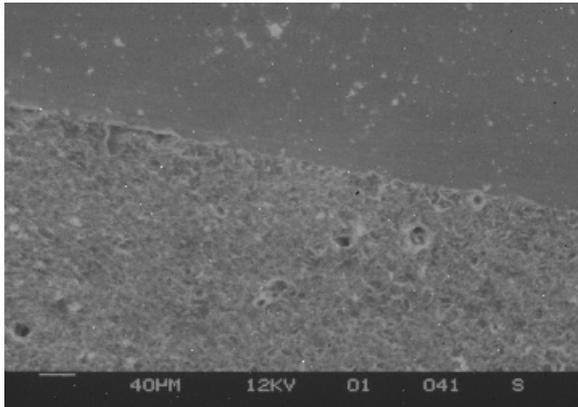
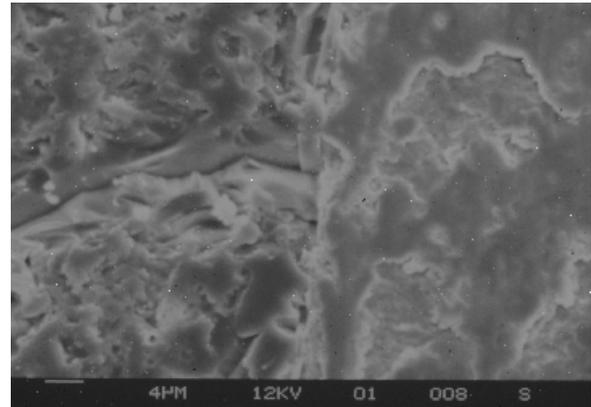


Abb. 37 Ivoclar-Verblendung - Bruchfragment auf Zirkoniumoxidgerüst.

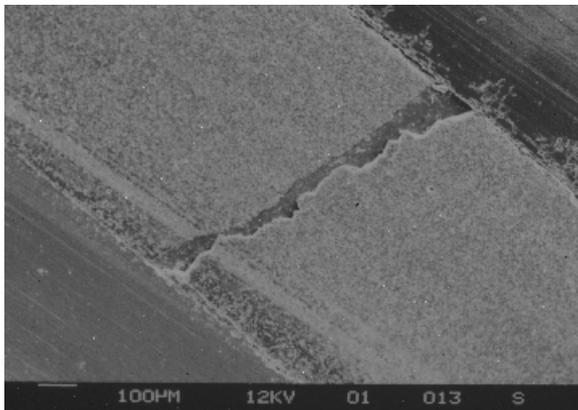
Die nur bis zum Knacken belasteten Proben, wiesen keine Lockerung oder Spalt im Haftverbund Gerüstkeramik/Verblendung auf. Die Prüfkörper hatten Frakturlinien, die von der Verblendoberfläche bis zum Gerüst durchgingen. Es zeigten sich keine Absplitterungen. Einen Zusammenhang zwischen Risslinie und Einschlüssen konnte nicht gefunden werden.



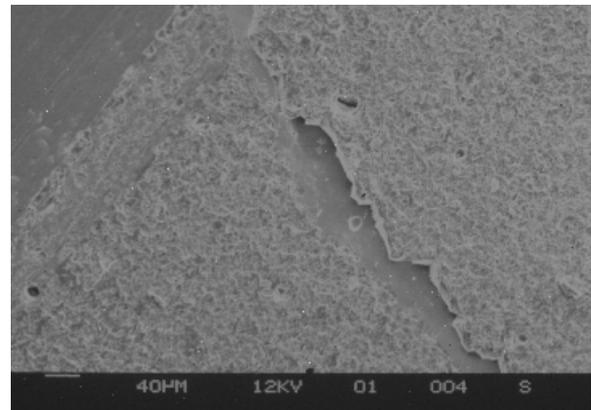
*Abb. 38 Ivoclar initial gebrochen - Kontakt
Verblendung Zirkoniumgerüst.*



*Abb. 39 Cercon initial gebrochen - Frakturlinie
bis zum Keramikgerüst.*



*Abb. 40 Ivoclar initial gebrochen – Frakturlinie
quer durch die Verblendung.*



*Abb. 41 Ivoclar initial gebrochen - Frakturlinie
bis zum Keramikgerüst.*

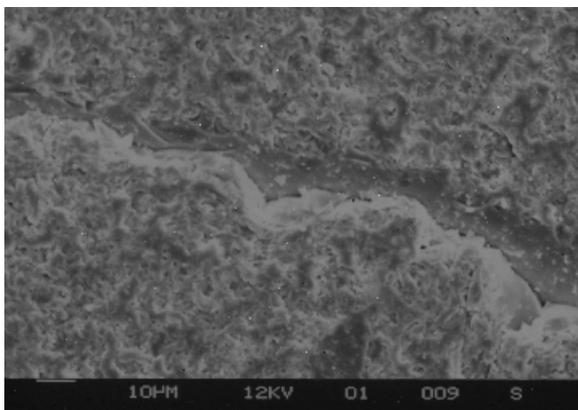


Abb. 42 Cercon initial gebrochen – Frakturlinie.

5 Diskussion

5.1 Zirkoniumoxid

Zirkoniumoxidkeramik scheint das Material der Wahl für eine vollkeramische Zahnersatzversorgung im stark belasteten Seitenzahnbereich zu sein. Keine andere Keramik erreicht so hohe Festigkeitswerte, besitzt eine starke Risszähigkeit und hat somit eine so gute Dauerfestigkeit [35]. Ein vorsichtiger Vergleich mit Metalllegierungen zeigt, daß nur die besten sich auf dem Markt befindenden CoCr-Legierungen im Bezug auf Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit mithalten können. So wird verständlich, das bei einem Belastungstest mit einem Zirkoniumoxidgerüst höhere Festigkeitswerte erzielt werden können, als mit Edelmetallegierungen [24].

Das Kerngerüst kann sehr grazil gestaltet werden und es ist ein Zahnhartsubstanzabtrag, ähnlich der metallkeramischen Versorgungen, notwendig [35]. Die Biokompatibilität [3, 25, 42, 43, 52] und die gute Mundbeständigkeit [38, 42, 43, 52], sowie eine niedrige Temperaturleitfähigkeit [3] und Plaqueanlagerung [3, 43] sprechen außerdem für die dicht gesinterte polykristalline Oxidkeramik. Durch geeignete Verblendkeramiken und Färben des opaken Kerngerüsts, lässt sich eine individuelle und natürliche Ästhetik erreichen, die, bedingt durch die annähernd zahnfarbene Basis, mit metallgestützten Verblendkronen nicht in dem Maße erzielt werden kann [35].

Mit den industriell gefertigten Rohlingen ist eine immer gleichbleibend hohe Qualität gegeben. Das Problem der erschwerten Bearbeitung von Zirkoniumoxidkeramiken scheint durch CAD/CAM-Systeme mittlerweile gelöst [47]. Unter Berücksichtigung der vorgegebenen Präparationsempfehlungen ist die Passung der gefrästen Keramikgerüste sehr gut [4, 30, 44]. Ausreichende Studien über die Langzeiterfahrung mit dem relativ neuen Material Zirkoniumoxid in der Zahnmedizin gibt es aber noch nicht. Veröffentlichte Untersuchungen in der Literatur zeigen aber sehr erfolgsversprechende Ergebnisse [3, 4, 10, 11, 24, 35, 54, 55, 57].

5.2 In-vitro-Untersuchung

Zur praeklinischen Bewertung von Dentalmaterialien werden in der Zahnheilkunde In-vitro-Versuche durchgeführt. Für den Einsatz im Front- und Seitenzahnbereich wird vollkeramischer Einzel- wie auch Brückenzahnersatz mit Hilfe von Belastbarkeitstests untersucht [3, 11, 29, 54, 55]. Die Festigkeit spielt eine entscheidende Rolle für den klinischen Erfolg der Versorgung [17, 24]. Nur wenn diese Tests sehr praxisnah sind, können die Ergebnisse auf die klinische Situation übertragen werden. Trotzdem muss man beachten, dass alle Tests nur eine Annäherung an die wahren klinischen Gegebenheiten sind. Die Resultate der Untersuchungen sollten reproduzierbar und untereinander vergleichbar sein. Da die verschiedenen In-vitro-Untersuchungen zur Biegeprüfung von Keramik-Prüfkörpern in ihrem Versuchsaufbau variieren, ist es aber kaum möglich diese Ergebnisse exakt miteinander zu vergleichen [17].

5.3 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde die Bruchfestigkeit von jeweils 8 Cercon base Prüfkörpern (DeguDent / Hanau), die mit der herstellereigenen Verblendkeramik Cercon ceram S und mit einer experimentellen Verblendkeramik von Ivoclar-Vivadent (Schaan / Liechtenstein) in einer Stärke von 0,2 und 0,8 mm oder gar nicht beschichtet wurden, durch die Belastung in einem biaxialen Biegetest bestimmt. Anschließend wurden die Bruchstücke unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) untersucht. Dabei ist bei den stärker verblendeten Proben beider Hersteller vor dem kompletten Bruch ein Knacken zu hören gewesen und auf der Bruchlastgraphik trat ein kurzer Lastabfall auf. Daraufhin wurden nochmals je zwei Prüfkörper mit 0,8 mm Verblendmaterial hergestellt, bis zum initialen Knacken belastet und im REM beurteilt. Der Versuchsaufbau des Biegetests erfolgte nach EN ISO 6872.

Die vom Hersteller vorgesinterten Cercon base Rohlinge sind durch die industrielle Herstellung sehr fein und homogen und lassen sich gut und zeitsparend bearbeiten. Dies muss aber unter ausreichender Wasserkühlung und mit nicht zu hohem Anpressdruck

geschehen. Ansonsten splittert der Rohling oder es werden Mikroschäden gesetzt, die zu einem frühzeitigen Bruch der Versorgung führen können. So wurden die Cercon-Weißkörper mit dem Accutom 2 (Struers / Willich) unter dauernder Wasserkühlung und leichten Vorschub von 3 mm/min in 40 Scheiben a 2 mm geschnitten. Das Sintern erfolgte im herstellereigenen Cercon heat Brennofen nach vorgegebenen Herstellerangaben, um eine vorhersehbare Schrumpfung und sehr homogene Prüfkörper zu erhalten. Unter wiederholter ständiger Wasserkühlung wurden mit der Schleifmaschine Abramin (Struers / Willich) die sehr harten, gesinterten Keramik-scheiben planparallel auf die vorgeschriebenen Maße geschliffen. Dabei musste darauf geachtet werden, dass in der Vorbereitung die Prüfscheiben exakt plan und in einem bestimmten Abstand auf den Stahlprobenhalter mit Spezialwachs fixiert wurden. Wurde ein Prüfkörper nicht genau eben auf dem Halter befestigt, konnte dieser auch nicht planparallel geschliffen werden und erfüllte die Norm nicht. Das genaue Einstellen des Substanzabtrages an der Schleifmaschine stellte sich als etwas schwierig heraus. Zwar konnte man eine Einstellung auf 1/100 mm vornehmen, doch die Messung der bestehenden Keramikscheibendicken war durch die Maschine etwas ungenau. So war es erforderlich die Zirkoniumscheiben immer wieder vom Probenhalter abzunehmen und in deren Dicke nachzumessen. Die Körnung des Diamantschleifpapiers wechselte von 40 µm auf 20 µm im Endschliff, um eine sehr glatte und feine Oberfläche zu erreichen. Mit der Säuberung und dem einseitigen Sandstrahlen wurden die Keramik-Prüfkörper für die Verblendung vorbereitet. In der Literatur wird beschrieben, dass das Abstrahlen mit Aluminiumoxid einen positiven Effekt auf die Festigkeit von Y-TZP-Keramiken hat [27]. Zum anderen wird aber auch eine Schwächung der Keramik diskutiert. Nach dem wassergekühlten Schleifen mit einem feinen Diamantschleifpapier bleibt die Keramikoberfläche leicht aufgeraut. So ist das Sandstrahlen ein schonender und temperaturunabhängiger Eingriff, der die Oberflächenstruktur nochmals glättet und damit kleine Mikrodefekte teilweise beseitigt. Eine gute Oberflächengüte ohne Fehlstellen erhöht die Biegefestigkeit einer Keramik [37].

Auf den Liner wurde verzichtet, da zum einen die sehr dünne Verblendschicht von 0,2 mm nicht herzustellen gewesen wäre und zum zweiten sie für den Haftverbund keinen Vorteil bringt [18]. In der metallkeramischen Versorgung ist der mit dem Liner

vergleichbare Opaker wichtig, um das sonst dunkel durchscheinende Metallgerüst abzudecken. Die dentinähnliche Grundfarbe der Zirkonoxidkeramik macht eine Notwendigkeit eines Liners zum farblichen Abdecken überflüssig. Durch den Weg der Einfärbung von opaken Zirkoniumoxidgerüsten soll es sogar möglich werden, eine noch bessere Ästhetik zu erreichen.

Das Anmischen und Auftragen der jeweiligen Verblendmassen erfolgte nach der Schlickertechnik. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Keramikmassen durch Vibration und Flüssigkeitsentzug gut verdichtet wurden, um so wenig Einschlüsse wie möglich und eine optimale Benetzung des Gerüsts zu erhalten. Je besser der Kontakt der Verblendung zum Gerüst ist, desto weniger Bruchstellen sind in der Belastungsphase vorhanden und umso stabiler ist die Haftung [50]. Nach Herstellerangaben wurden die verblendeten Scheiben im vorgeheizten Vacumat 300 (Vita / Bad Säckingen) vakuumgebrannt, damit die Verblendmasse optimal auf das Zirkoniumoxid aufschumpft. Die WAK aller Materialien müssen gut aufeinander abgestimmt sein, sonst kommt es während der Abkühlphase zu starken inneren Spannungen, die zum Abplatzen der Verblendung führen können. Die Dentinmassen wurden zweimal aufgetragen und gebrannt. Mit einem Rotring-Diamanten wurde der grobe Überschuss entfernt und darauffolgend in der Schleifmaschine mit 20 µm Körnung auf die gewünschte Dicke geschliffen. Auch hier musste wieder auf das exakte Festkleben der Scheiben auf dem Stahlprobenhalter geachtet werden. Nach einer erneuten Reinigung mit Alkohol wurde die Glasurmasse aufgetragen und der Glanzbrand durchgeführt. Die Verblendung zeigte an der Oberfläche eine glatte und glänzende Struktur. Nur die Verblendungen mit Cercon ceram S wiesen nach dem Glasurbrand teilweise eine leicht wellige Oberfläche auf. Die Ursache ist nicht klar. Beim Glasurbrand wird zuerst die Oberfläche verglast und durch einen Vakuumbrand würden die später hochgezogenen Blasen die Oberfläche wieder zerreißen [23]. Der Glanzbrand erfolgte aber unter Normaldruck.

Als erstes wurden die unverblendeten Prüfkörper in der Universalprüfmaschine (Zwick / Ulm) biaxial belastet. Die ermittelten Werte waren mit den Angaben des Herstellers

und mit Ergebnissen anderer Studien vergleichbar [3, 10, 11, 18, 37]. Damit konnte der Versuchsaufbau als kalibriert und die resultierenden Werte als aussagekräftig angesehen werden. So wurden die mit 0,2 und 0,8 mm verblendeten Prüfscheiben bis zum vollständigen Bruch belastet. Durch die Sprödigkeit keramischer Werkstoffe kommt es bei zu hoher Belastung zu einer Komplettfraktur des Gerüsts, wobei ein Teil der Verblendung mit abplatzen kann [30, 55]. Bei einer metallkeramischen Versorgung hingegen, verformt sich das Metall plastisch, weicht dem Druck aus und die Verblendschicht splittert ab. Die verblendete Seite lag dabei auf dem Probenteller und damit der Zugseite. Der Haftverbund zwischen Gerüst und Verblendbeschichtung ist somit der maximalen Biegespannung ausgesetzt. Von dort geht die spontane Totalfraktur aus. Der Druck wird durch den Stempel ausgeübt, der auf der gegenüberliegenden Seite aufliegt. Auf eine Zwischenfolie wurde verzichtet, da die Benutzung einer Folie zu keinen signifikanten Unterschieden in den Ergebnissen führt [17]. Die Schwierigkeit bestand in der genauen Fixierung des Stempels im Scheibenmittelpunkt, was einen idealen Druckaufbau gewährleistet. Zwar ist die Mitte vorher ermittelt und markiert worden, doch beim Einlegen der Keramikscheiben in die Prüfmaschine war die Kontrolle nur rein optisch möglich. Die Vorteile des biaxialen Biegetests gegenüber anderen sind die verlässlicheren Festigkeitsdaten und die geringere Empfindlichkeit hinsichtlich Verarbeitungsfehler [17].

5.4 Ergebnisse

Das Ziel der Untersuchung lag darin, herauszufinden ob und in welchem Verhältnis die Verblendung einer Zirkoniumoxidkeramik eine Veränderung in der Bruchfestigkeit bewirkt. Gleichzeitig sollte ermittelt werden, welchen Einfluss eine Verblendkeramikstärke von 0,2 und 0,8 mm auf die Belastbarkeit der Vollkeramik hat, um eventuell auch eine praxisrelevante Aussage für den Zahntechniker über die Schichtungsstärke im basalen Konnektorbereich von Brücken zu treffen. Und bringt es Vorteile die Verblendkeramik des Herstellers zu benutzen?

5.4.1 Vergleich der Bruchwerte von Ivoclar- und Cercon-Verblendkeramik

Beim Vergleich der mittleren Bruchlastwerte, liegen die unverblendeten Prüfkörper bei 1065 N, die CER02 bei 1000 N, die CER08 bei 1083 N, die IVO02 bei 969 N und die IVO08 bei 1022 N. Es ist zu erkennen, dass die Werte keine große Streuung aufweisen und relativ nahe beieinander liegen. Man geht davon aus, daß eine Bruchfestigkeit von ca. 500 N für dentalen Zahnersatz im Seitenzahnbereich erreicht werden sollte. Durch das unterkritische Risswachstum nach längerer Belastung, kann sich die Dauerfestigkeit von Keramiken auf die Hälfte verringern [16, 54, 55]. So sind die in dieser Untersuchung mit dem Zirkoniumoxid erzielten Werte, die doppelt so hoch liegen, für den klinischen Einsatz im Gesamtgebiß ausreichend.

Häufig handelt es sich bei Zahnersatz um Verbundsysteme. Man sollte daher von der Festigkeit einzelner Komponenten nicht auf die Festigkeit der Gesamtkonstruktion schließen [22]. *Tinschert et al* berichten von einer Festigkeitssteigerung nach der Verblendung von 3-5 gliedrigen Vollkeramikbrücken von 13-27% [55]. *Gauckler* konnte dies in seiner Untersuchung nicht bestätigen. Er beobachtete keine Auswirkung der Verblendkeramik auf die Bruchlast seiner Zirkonoxidproben [15]. Die Ergebnisse dieser In-vitro-Studie sind eher mit *Gaucklers* Ergebnissen vereinbar. Die minimalen Unterschiede der Bruchlasten lassen einen Einfluss der Verblendkeramik unbedeutend erscheinen, obwohl die Proben der Gruppe mit der experimentellen Verblendkeramik in der geringeren Schichtstärke eine signifikant geringere Bruchlast aufweisen.

Die maximale Biegefestigkeit von CERCON liegt bei 1002,12 MPa. In den Abbildungen 2,3,5 sind für die Zirkoniumoxidkeramik Werte dargestellt, die an die 1000 MPa heranreichen. Somit ist das Ergebnis der unverblendeten Prüfkörper in dieser Untersuchung mit Resultaten aus der Literatur vergleichbar [3, 10, 11, 18, 37]. Für die verblendeten Proben konnten nur die erhaltenen mittleren Bruchlastwerte und nicht die maximale Biegefestigkeit herangezogen werden, da die Umrechnung nur bei einheitlichen und somit nichtverblendeten Probekörpern möglich ist.

Innerhalb eines Verblendmaterials ist der mittlere Bruchlastwert der 0,8 mm verblendeten Keramikscheiben etwas höher als die 0,2 mm beschichteten. Die dickere

Verblendung scheint daher dem Vollkeramikverbund eine bessere Gesamtstabilität zu verleihen. Die unverblendeten Scheiben müssten daraus folgernd den niedrigsten Wert haben, was aber nicht zutrifft.

Die modifizierten Ivoclar Verblendkeramiken zeigen in den gleichen Schichtstärken gegenüber der Cercon ceram S Verblendung jeweils einen niedrigeren mittleren Bruchlastwert. Ableitend erklärt sich, daß im *Mann-Whitney-Test* nur ein signifikanter Unterschied zwischen CER08 und IVO02 zu errechnen war, aber nicht innerhalb der gleichen Verblendstärke, oder in Bezug auf die unverblendeten Scheiben. Eine Beschichtung mit 0,8 mm Cercon ceram S ist gegenüber 0,2 mm modifizierter Ivoclar-Verblendung somit stabiler. So scheint auch zwischen diesen beiden die dickere Verblendstärke einen besseren Verbund der Vollkeramik zu haben.

Die Streuung der Messwerte bei Keramikversuchen kann durch die Eigenschaften Sprödigkeit und Spontanfraktur sehr hoch sein. Die Standardabweichung ist bei dem unverblendeten CERCON mit 122,97 am größten und die Abweichungen der niedriger verblendeten Prüfkörper kleiner, als die mit 0,8 mm Stärke. IVO02 hat mit 55,64 den niedrigsten Wert, wobei IVO08 höher liegt als CER08. Durch den Haftverbund Verblendung und Zirkoniumgerüst ist es anscheinend möglich eine geringere Streubreite in den Frakturen zu erhalten, wobei eine niedrigere Verblendstärke dies noch verbessert. Auch wegen den vorher genannten Materialeigenschaften ist es aber bei den Standardabweichungen nicht möglich, einen Unterschied zwischen den beiden Materialien herauszustellen. Abschließend ist anzumerken, daß die geringe Probenzahl von 8 Prüfkörpern je Versuchsreihe die Aussagekraft der erhaltenen Ergebnisse und die Interpretation dieser schmälert. Durch eine größere Anzahl an Proben würde eine praxisrelevantere Auslegung möglich sein.

5.4.2 Vergleich der initialen Bruchwerte von Ivoclar- und Cercon-Verblendkeramik

Ein Knacken während der Belastungsphase wird in der Literatur bei Zirkoniumkeramik erwähnt [11, 55]. Es kommt zu Rissen in der Zugzone der Verblendkeramik und damit

zu einer initialen Schädigung. *Filser et al* sprechen von einem Risstoppmechanismus. Der Riß erfährt eine Ab- und Umlenkung an der Grenzfläche Keramik zu Grundgerüst und zeigt ein Entlastungspeak auf dem Belastungsdiagramm. Er beschreibt, daß keine äußerlichen Schädigungen, wie z.B. Abplatzungen von Keramikteilen, bis zum Versagen des Gerüstes zu beobachten sind [10, 11]. *Tinschert et al* hingegen geben an, das bei Belastung von verblendeten Brücken vor dem spontanen Versagen häufig großflächige Abplatzungen zu beobachten waren [54, 55].

Alle Verblendungen mit 0,8 mm Schichtstärke bekamen vor der Komplettfraktur einen initialen Riß, der teilweise bei sehr unterschiedlichen Belastungskrften auftrat. Begleitend war ein Knacken zu hören und im Belastungsdiagramm trat ein kurzer Lastabfall auf. Der von den Bruchlastgraphen abgelesene Mittelwert des ersten Peaks, betrug bei CER08 606 N und bei IVO08 565 N. Diese gemittelten Werte sind in etwa die Hälfte der Komplettfrakturergebnisse und liegen sehr eng beieinander. Hingegen sind die Streubreiten von 333 N bis 955 N bei Cercon ceram S sehr hoch. IVO08 hat ein Minimum von 487 N und ein Maximum von 633 N. Beim ersten Vorschleifen der Keramikscheiben mit dem Rotring-Diamanten fiel subjektiv auf, das sich Cercon ceram S leichter und schneller bearbeiten lies, als die Ivoclar-Verblendung. So scheint CER08 ein höheres Elastittsmodul (E-Modul) zu haben. Die hohe Belastungsstreuung spricht dem entgegen. Das Verblendmaterial ist in dem Bereich nicht genau einzuschätzen.

Die Photos der initial gebrochenen Prüfscheiben zeigen in der Verblendung Haarrisse, die ungefähr von der Mitte der Scheibe ausgehen. Es ist keine Erhebung oder Absplitterung zu erkennen. Die Frage stellt sich, ob eine Versorgung, die bereits Haarrisse aufweist schon unbrauchbar oder stark bruchgefährdet ist. In dieser Arbeit kann darauf keine abschließende Antwort gegeben werden, da dafür Langzeitstudien und Untersuchungen in Dauerbelastung nötig sind.

5.4.3 Bruchfragmente und REM

Die Bruchfragmente aller Prüfkörper wiesen entlang der Bruchkante eine Absplitterung der Verblendung auf. Diese war bei den 0,8 mm beschichteten Proben beider Hersteller

ausgeprägter. Eine dickere Verblendung scheint insgesamt einer stärkeren Belastung bei der Totalfraktur ausgesetzt zu sein, so daß sich mehr Material ablöst. Das auf dem Zirkoniumgerüst verbliebene Verblendmaterial war nicht mobil. Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung bestätigte einen spaltlosen und innigen Haftverbund an den Kontaktflächen.

Bei den REM-Aufnahmen der initial gebrochenen Proben war der Haarriß durch die Verblendung bis zum Zirkoniumgerüst eindeutig zu erkennen. Der Verbund beider Keramiken lies keinen Spalt erkennen.

In der Literatur wird beschrieben, dass die Verbundfestigkeit zwischen Keramikgerüst und keramischer Verblendmasse hoch ist [30, 55, 58]. Das kann auch in dieser Untersuchung bestätigt werden.

5.5 Schlussfolgerungen für die Praxis

Für die Praxis ist festzuhalten, dass das Zirkoniumoxid Cercon base eine ausreichende Stabilität besitzt. Zwar gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen den Bruchlastwerten von Cercon ceram S mit 0,8 mm und modifizierter Ivoclar-Verblendung mit 0,2 mm, doch alle Prüfkörper erreichen ausreichende Belastungswerte. Die dicker verblendeten Proben haben größere Bruchfestigkeiten als die mit 0,2 mm beschichteten. Daraus könnte man schließen, dass eine dickere Verblendschicht eine Zugbelastung besser kompensieren kann. Doch durch den sehr geringen Unterschied ist bei beiden Verblendkeramiken mit den Schichtstärken 0,2 und 0,8 mm keine relevante Differenz festzustellen. Die Gerüstkeramik scheint der ausschlaggebende Faktor zu sein [10]. Beide Verblendmaterialien, Cercon ceram S und die experimentelle Ivoclar-Verblendung eignen sich für den Einsatz mit Cercon base. Durch die initiale Rissbildung der dickeren Feldspatkeramik in der Zugzone wird empfohlen im Konnektorenbereich, der Verbindungsstelle zwischen Brückenglied und Pfeiler, bei Brücken dünner zu schichten.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen wurden 40 Cercon base Prüfkörper (DeguDent / Hanau) hergestellt. Mit der experimentellen Verblendkeramik von Ivoclar-Vivadent (Schaan / Liechtenstein) und der herstellereigenen Verblendkeramik Cercon ceram S wurde jeweils eine Serie von 8 Proben in den Stärken 0,2 und 0,8 mm verblendet. Eine Serie blieb unverblendet. Die Bruchfestigkeit wurde in dem biaxialen Biegetest nach EN ISO 6872 ermittelt und die Bruchstücke in einem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Durch ein Knacken vor der Kompletfracur wurden nochmals je zwei Prüfkörper mit 0,8 mm der beiden Verblendmaterialien hergestellt, bis zum initialen Knacken belastet und im REM beurteilt. Das Ziel dieser Untersuchung war es zum einen, herauszufinden, ob sich die Dicke der Verblendschichtstärke auf die Gesamtfestigkeit der Restauration auswirkt und weiterführend, ob der bei Brücken sehr anfällige basale Konnektorbereich eher dick oder dünn verblendet werden soll. Des Weiteren, ob generell die Verblendung einen Einfluss auf die Gesamtfestigkeit von Zirkoniumoxidversorgungen hat und ob es Vorteile bringt, die Verblendkeramik des Herstellers zu verwenden. Die Ergebnisse zeigten mittlere Bruchlastwerte um die 1000 N und nur bei einem Vergleich der Proben mit Cercon 0,8 mm und Ivoclar 0,2 mm Verblendung war ein signifikanter Unterschied festzustellen. Mit 0,8 mm verblendete Keramikscheiben hatten einen höheren Bruchlastwert innerhalb eines Verblendmaterials als die mit 0,2 mm beschichteten. Die Streuung war bei den dünn Verblendeten am niedrigsten und bei den Unverblendeten am höchsten.

Die Untersuchung zeigt, daß die Verblendung eines Zirkoniumoxidgerüsts keine signifikante Verbesserung der Gesamtfestigkeit bewirkt. So kann auch bei einer dickeren Verblendung keine signifikante Steigerung der Belastung erreicht werden. Wegen der früheren Schädigung des mit 0,8mm geschichteten Verblendmaterials bei Belastung, empfiehlt sich eine dünnere Beschichtung des basalen Konnektorbereichs bei Brücken. Beide Verblendmaterialien eignen sich für den Praxiseinsatz. Ist der WAK der Verblendkeramik auf das Zirkonoxidgerüst abgestimmt, kann auch eine andere als die vom Hersteller empfohlene Verblendkeramik verwendet werden.

7 Literaturverzeichnis

1. *Albakry M., Guazzato M., Swain M.V.:* Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 89, 374-380 (2003)
2. *Andersson M., Razzoog M.E., Odén A., Hegenbarth E.A., Lang B.R.:* PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 29, 285-296 (1998)
3. *Baltzer A., Kaufmann-Jonian V.:* Die Belastbarkeiten von Vita In-Ceram. *Quintessenz Zahntech* 29, 11, 1318-1342 (2003)
4. *Beuer F.:* Zirkonoxid – ein Werkstoff für jede zahnärztliche Praxis? *BZB Juli-August*, 39-41 (2003)
5. *Bieniek K.W., Marx R.:* Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104, 284-289 (1994)
6. *Bieniek K.W., Spiekermann H.:* Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. *Quintessenz* 44, 529-542; 689-697 (1993)
7. *Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J.P., Peille C.N.:* Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized Zirconia. *J Biomed Mater Res* 23, 45-49 (1989)

8. *Edelhoff D., Abuzayeda M., Yildirim M., Spiekermann H., Marx R.:* Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 617-623 (2000)
9. *Eichner K., Kappert H F.:* Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Hüthig Verlag, Heidelberg 326-366 (1996)
10. *Filser F., Kocher P., Weibel F., Lüthy H., Schärer P., Gauckler L. J.:* Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren.
Int J Comp Dent 4, 89-106 (2001)
11. *Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.:* Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.
Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)
12. *Filser F., Lüthy H., Schärer P., Gauckler L.:* All-ceramic dental bridges by direct ceramic machining (DCM).
Bioverceram Proc Int Symp Ceram Med 10, 433-436 (1997)
13. *Fischer H., Gröbel J., Marx R.:* Fraktographische Schadensanalyse an Dentalkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 667-670 (2000)
14. *Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.:* Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-488 (1999)
15. *Gauckler L.:* Bruchverhalten von Zirkonoxid.
Cercon-Symposium 2003. 18-9-2003.

16. *Geis-Gerstorfer J., Fäßler P.:* Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 638-640 (1999)
17. *Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P.:* Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und IN-Ceram.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992)
18. *Herstellerinformation:* Cercon ceram S – Verarbeitungshinweise.
DeguDent GmbH (2003)
19. *Herstellerinformation:* ZrO₂-Schichtkeramik – Verarbeitungshinweise.
Ivoclar-Vivadent® (2004)
20. *Herstellerinformation:* CEREC inLab – Werkstoffvielfalt.
www.sirona.de (2004)
21. *Hickel R., Kunzelmann K.-H.:* Keramikinlays und Veneers.
Hanser Verlag, München (1997)
22. *Hölsch W., Kappert H.F.:* Festigkeitsprüfung von vollkeramischen Einzelzahn-ersatz für den Front- und Seitenzahnbereich.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 621-623 (1992)
23. *Hohmann A., Hielscher W.:* Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3
Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio 372-417 (2003)
24. *Kappert H.F., Krah M.:* Keramiken - Eine Übersicht.
Quintessenz Zahntech 27, 6, 668-704 (2001)

25. *Kern M., Pröbster L.:* Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen.
dental-praxis 14, 269-276 (2002)
26. *Klinke T., Biffar R.:* Einfluss von Sinterbedingungen auf die Sintergüte von
Verblendkeramik.
Quintessenz Zahntech 26, 12, 1317-1330 (2000)
27. *Kosmac T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk., Marion L.:* The effect of surface
grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia
ceramic.
Dental Materials 15, 426-433 (1999)
28. *Kunzelmann K.-H., Chen H.Y., Manhart J., Hickel R.:* Bruchfestigkeit und
Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 681-687 (1999)
29. *Ludwig K., Kubick S.:* Vergleichende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von
vollkeramischen Frontzahnbrücken.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 711-714 (1999)
30. *Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.:* Kronen aus
Hochleistungskeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998)
31. *Luthardt R., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V., Walter M.:* Festigkeit und
Randzonenschädigung von Zirconia-TZP-Keramik nach simulierter
Innenbearbeitung von Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 785-789 (2000)

32. *Luthard R., Musil R.:* Das Precident-DCS-System für Kronen und Brücken.
Phillip J 13, 217-220 (1996)
33. *Luthard R., Musil R.:* CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997)
34. *Luthardt R., Rudolph H.:* Der richtige Werkstoff.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 12-16 (2001)
35. *Manhart J.:* Vollkeramische Restaurationen – vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke (Teil2).
BZB 04, 52-54 (2004)
36. *Marx R.:* Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
37. *Marx R., Fischer H., Weber M., Jungwirth F.:* Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien.
Dtsch Zahnärztl Z 56, 90-98 (2001)
38. *Marxkors R., Meiners H.:* Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Carl Hanser Verlag, München 157-170 (1993)
39. *McLaren E.A., Giordano II R.A., Pober R., Abozenada B.:* Zweiphasige Vollglas-Verblendkeramik.
Quintessenz Zahntech 30, 1, 32-45 (2004)

-
40. *McLaren E.A., White S.N.*: Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkoniumoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor.
Quintessenz Zahntech 26, 7, 709-722 (2000)
41. *Müller W.D., Wirthwein C., Lange K.P., Meyer L.*: K_{IC} -Wert – Bestimmung mit Hilfe der Intender-Methode – Möglichkeiten und Grenzen.
Dtsch Zahnärztl Z 57, 608-612 (2002)
42. *Pospiech P.*: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
dental-praxis, 9/10, 255-257 (2002)
43. *Pröbster L.*: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Dtsch Zahnärztl Z 56, 575-576 (2001)
44. *Reich S., Hofmann J.*: Grünbearbeitung von Zirkondioxid.
dental-labor 52, 6, 973-979 (2004)
45. *Rinke S., Margraf G., Jahn L., Hüls A.*: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram).
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499 (1994)
46. *Rinke S., Zenatschke R.*: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis.
Quintessenz 52, 1151-1159 (2001)
47. *Rudolph H., Quaas S., Luthardt R.G.*: CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik.
Dtsch Zahnärztl Z 58, 559-569 (2003)

-
48. *Schwickerath H.*: Zur Biegefestigkeit keramischer Massen.
Quintessenz Zahntech Heft 5, 125-128 (1979)
49. *Stark H.*: Wiederherstellung von Keramikverblendungen.
Dtsch Zahnärztl Z 58, (2003)
50. *Stephan M., Nickel K.G.*: Zum Haftmechanismus beim Verblenden von Dental-
keramik: InCeram Alumina und Vitadur a.
Quintessenz Zahntech 24, 2, 147-150 (1998)
51. *Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.*: Curriculum Prothetik
Band I – III.
Quintessenz Verlag, Berlin 43-61 (1999)
52. *Suttor D., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G., Bunke K.*: LAVA[®] - das
neue System von 3M ESPE für vollkeramische ZrO₂-Kronen- und Brücken-
gerüste.
Quintessenz 52, 8, 805-808 (2001)
53. *Tinschert J.*: Materialkunde Zirkonoxid.
ZWP Spezial 4, 43 (2001)
54. *Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.*: Seitenzahnbrücken aus
hochfester Strukturkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999)
55. *Tinschert J., Natt G., Jorewitz A., Fischer H., Spiekermann H., Marx R.*:
Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 610-616 (2000)

-
56. *Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.:* Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 (1999)
57. *Türp J.C.:* Vollkeramikbrücken.
Dtsch Zahnärztl Z 56, 136-139 (2001)
58. *Völkl L.:* cercon[®] - das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.
Quintessenz 52, 8, 811-814 (2001)
59. *Witkowski S.:* Presskeramiken – Aktueller Überblick über die Systeme 2000.
Quintessenz Zahntech 26, 5, 452-486 (2000)
60. *Yilmaz H., Usanmaz A., Yalug S.:* Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre physikalischen Eigenschaften.
Quintessenz Zahntech 25, 9, 995-1002 (1999)

8 Materialliste

- | **Aceton;**
- | **Alkohol;**
- | **BiDest;**
- | **Cercon Base;** Zirkoniumoxidkeramik, DeguDent GmbH, Hanau.
- | **Cercon ceram S;** Verblendkeramik für Gerüste aus Zirkonoxid,
DeguDent GmbH, Hanau.
- | **Ivoclar ZrO₂-Layering-Ceramic;** Verblendkeramik für Gerüste aus
Zirkonoxid, Ivoclar-Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein.
- | **OCON-200;** Quartz WAX, LOGITECH Glasgow, Scotland, United Kingdom.
- | **Uhu Endfest 300;** Kleber, Henkel, Düsseldorf.

9 Danksagung

Mein Dank gilt dem Vorstand der Zahnärztlichen Prothetik in der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, für die Bereitstellung der Dissertationsarbeit.

Oberarzt Dr. F. Beuer danke ich besonders für die immer schnelle und kompetente Beratung und Hilfe bei der praktischen und schriftlichen Fertigstellung dieser Arbeit.

Für die technische Einweisung an der Zwick-Maschine, deren Bereitstellung und Anleitung bei der Auswertung der Bruchdaten möchte ich Herrn Dr. K. Erdelt danken.

Dem gesamten Zahntechniker-Team der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, das mir sehr hilfsbereit mit Rat und Tat zur Seite stand, gebührt meine Anerkennung. Besonders hervorheben möchte ich Herrn J. Schweiger, der mit seinem Fachwissen zu einem steten Fortschreiten der praktischen Durchführung der Dissertation beigetragen hat und Frau M. Eichberger für die Unterweisung an den zahntechnischen Geräten und der unermüdlichen Beantwortung materialspezifischer Fragen.

Herrn Dipl.-Ing. A. Vetter von der Firma STRUERS GmbH gilt mein Dank für die 2-stündige Einweisung in der Handhabung des Rasterelektronenmikroskops.

Meiner Familie und meinen Freunden spreche ich für ihre positive Motivation meine Dankbarkeit aus.

10 Lebenslauf

Name: KERLER
Vorname: Tassilo Alexander
Geburtsdatum: 20. September 1976
Geburtsort: München
Familienstand: ledig
Kinder: keine
Vater: Dr. Wolfgang Kerler, Zahnarzt
Mutter: Karin Kerler-Grebe, Hausfrau

Schulbildung:

1983-1987 Grundschule Söcking
1987-1996 Gymnasium Starnberg

Bundeswehr:

1996-1997 Grundwehrdienst

Studium:

1997-2002 Studium der Zahnheilkunde
Universität Regensburg

Berufstätigkeit:

seit August 2002 Vorbereitungsassistent