

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik im
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des
Universitätskrankenhauses Hamburg-Eppendorf

Direktor: Universitätsprofessor Dr. H. D. Jüde

In- vitro Studie zur Bruchfestigkeit vollkeramischer IPS
Empress® Frontzahnkronen in Abhängigkeit der
Stufenbreite bei adhäsiver Befestigung am natürlichen
Zahn.

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der
Zahnmedizin dem Fachbereich Medizin der Universität

Hamburg

vorgelegt von

Arne Scholz

aus

Detmold

Hamburg 2002

Angenommen durch den Fachbereich Medizin
Der Universität Hamburg am: 7. März 2003.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg.

Dekan: Prof. Dr. C. Wagener

Referent: Priv. Doz. Dr. C. Fenske

Koreferent: Prof. Dr. H.D. Jüde

1 Einleitung.....	5
2 Literaturübersicht.....	6
2.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG.....	6
2.2 GRUNDLAGEN.....	8
2.2.1 Chemische Zusammensetzung.....	9
2.2.2 Festigkeit und Bruchzähigkeit.....	11
2.2.3 Mechanismen zur Steigerung der Festigkeit und Bruchzähigkeit.....	13
2.2.4 Biokompatibilität.....	17
2.2.5 Ästhetik.....	18
2.2.6 Herstellung keramischer Restaurationen.....	19
2.3 METALLKERAMIK.....	22
2.4 VOLLKERAMIK.....	24
2.4.1 Indikationen für Vollkeramikrestaurationen.....	24
2.4.2 Präparationsrichtlinien.....	25
2.4.3 Oxidkeramiken.....	27
2.4.4 Glaskeramiken.....	29
2.5 BRUCHFESTIGKEITSPRÜFUNGEN.....	31
2.6 DIE WEIBULL – ANALYSE.....	33
2.7 ZIELSETZUNG.....	35
3 Material und Methode.....	36
3.1 HERSTELLUNG DER PROBEN.....	36
3.1.1 Versuchsziel.....	36
3.1.2 Auswahlkriterien der Zähne.....	36
3.1.3 Aufbau der CNC- Fräse.....	37
3.1.4 Vorbereitung der Zähne.....	38
3.1.5 Präparation und Modellherstellung.....	38
3.1.6 Herstellung der Stumpfmodelle.....	39
3.1.7 Herstellung der Kronen.....	40
3.1.8 Befestigung der Proben.....	41
3.2 ERMITTLUNG DER ÜBERKRITISCHEN DRUCKFESTIGKEIT.....	43
4 Ergebnisse.....	44
4.1 PRÜFPROTOKOLLE UND SERIENGRAPHIKEN.....	44
4.1.1 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,4 mm.....	45
4.1.2 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,6 mm.....	46
4.1.3 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,8 mm.....	47
4.1.4 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 1,0 mm.....	48

4.1.5 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress-Kronen mit der Stufenbreite von 1,2 mm.....	49
4.2 VERGLEICH DER ERMITTELTEN BRUHLASTWERTE.....	50
4.3 DER WEIBULL-PLOT.....	51
5 Diskussion.....	52
6 Zusammenfassung.....	57
7 Verzeichnisse.....	58
7.1 LITERATURVERZEICHNIS.....	58
7.2 ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	77
8 Danksagung.....	78
9 Erklärung.....	79
10 Lebenslauf.....	80

1 Einleitung

Die prothetische Versorgung im Seitenzahngebiet erfolgt in der Regel durch Metall-Vollgusskronen und im sichtbaren Front- und Seitenzahnbereich durch Keramikverblendkronen (Claus 1980 a & b; Kerschbaum 1999). Durch den immer höheren Anspruch der Patienten an eine verbesserte Ästhetik, rückt der vollkeramische Zahnersatz erneut in den Vordergrund. Auch die aktuell geführten Diskussionen über die Biokompatibilität traditioneller Restaurationsmaterialien haben die Forschungsbestrebungen hinsichtlich metallfreier Werkstoffe verstärkt (Meier et al. 1995).

Die hohe Misserfolgsrate von 20 bis 30% bei vollkeramischen Restaurationen in den 80er Jahren ist dabei auf die hohen Frakturraten zurückzuführen (Kappert 1989). Diese Frakturrate hat mit der Einführung der Säure-Ätz-Technik und der Silanisierung der Keramik in Verbindung mit der adhäsiven Eingliederung mit dualhärtenden Kompositzementen entschieden abgenommen (Malament und Grossman 1992; Pospiech et al. 1996). Sie ist aber, vor allem im Molarenbereich, weiterhin inakzeptabel (Erpenstein et al. 1991; Kelly 1999; Meier et al. 1992; Richter et al. 1989).

Zur Erzielung eines höheren Langzeiterfolges wurden bereits zahlreiche werkstoffkundliche Studien, als auch Studien hinsichtlich der Präparationsart zur Aufnahme der Vollkeramikrestaurationen durchgeführt.

Der Einfluss unterschiedlich starker Präparationsformen auf die Bruchlast moderner Vollkeramikronen ist dagegen nur unzureichend betrachtet worden. Darum ist es Ziel dieser Arbeit, in einer in- vitro Studie den Zusammenhang zwischen der Stufenbreite der Präparation und der Stabilität des präparierten Zahnstumpfes auf die überkritische Bruchfestigkeit und somit auch auf die Funktionalität von IPS Empress® Vollkeramikronen darzustellen.

2 Literaturübersicht

2.1 Historische Entwicklung

Der Begriff Keramik ist von dem griechischen Wort „keramikos“ abgeleitet und bedeutet „erden“. Zur Herstellung von Tonwaren wurde anfänglich jedoch hauptsächlich Lehm verwendet, der abschließend gebrannt wurde (Friemann 1991).

Das eigentliche Porzellan wurde dagegen erst 700 Jahre nach Chr. in China hergestellt, wobei es im 15. Jahrhundert durch die Portugiesen nach Europa gebracht wurde (Schmitz 1985).

Die Bestrebungen, einen Werkstoff mit einer höheren Akzeptanz sowohl in biologischer als auch in chemischer Beständigkeit als den bis dato verwendeten Zahnersatz aus Knochen, Elfenbein oder natürlichen Zähnen zu schaffen, führten den Zahnarzt *Dubois de Chemant* am Ende des 18. Jahrhunderts dazu, „unzerstörbare Zähne aus mineralischer Paste“ herzustellen (Lässig et al. 1983).

Schon 1733 beschrieb *Fauchard* in seinem „Tractat von den Zähnen“ die „Art und Weise wie man die Kunstzähne oder ganze Kunstkiefer mit Schmelz versehen soll, damit sie desto gleichmäßiger und hübscher gezieret werden mögen“.

Mitte des 19. Jahrhunderts stellten *Ash* und *White* in den USA erste Keramikzähne maschinell her, die in Verbindung mit Hartkautschuk als Prothesenbasis, nun erstmalig auch für breitere Bevölkerungsschichten als Prothesenmaterial zugänglich wurde.

Die Herstellung von Keramikronen wurde 1887 von *Land* beschrieben, der eine Platinfolie als Brennt Träger benutzt hatte und somit die sogenannte Jacketkrone entwickelte, deren Herstellung in ihren Grundzügen noch heute Verwendung findet.

Es hat fast ein Jahrhundert gedauert, bis schließlich *Brugges* 1983 das Hi-Ceram[®] (Fa. Vita, Bad Säckingen, Deutschland) Stumpfmateriel entwickelte und somit eine wirtschaftliche Alternative zur Platinfolie fand.

Seitdem sich 1733 *Fauchard*, mit der Erhöhung der Stabilität durch das Aufbrennen der Keramik auf eine Metallbasis befasste, werden immer neue Lösungswege zur Stabilitätserhöhung gesucht. Nach anfänglichen Schwierigkeiten hinsichtlich des Wärmeausdehnungskoeffizienten (Binns 1984) stehen heute viele aufbrennfähige

Legierungen zur Verfügung, die eine stabile Metallunterstützung der Keramikkrone ermöglichen.

Der Name Keramikmantelkrone leitet sich von ihrer Form ab, da die Keramik den gesamten Zahnstumpf wie mit einem Mantel oder Jackett umgibt (Körber 1975). Gestützt durch die Arbeit von Brill (1925) setzte sich in den dreißiger Jahren die Jacketkrone als prothetische Versorgung im Frontzahnggebiet durch. Aufgrund ihrer hohen Frakturrate, ein Hauptgrund liegt in der Tatsache, dass die Eingliederung der Jacketkronen mit Zinkphosphatzement erfolgte, geriet die Jacketkrone wieder in Vergessenheit (Touati et al. 2001). Die Industrie bemühte sich, die Sprödigkeit und die Bruchanfälligkeit von vollkeramischem Zahnersatz mit der Entwicklung immer neuerer keramischer Massen zu minimieren. Um die materialbedingten Nachteile der geringen Scher- und Bruchfestigkeit auszugleichen und den Indikationsbereich weiter ausdehnen zu können, wurden unterschiedliche Verfahren zur Gefügeverstärkung entwickelt. *Mc Lean* und *Hughes* setzten 1965 Aluminiumoxidkristalle zur Keramikverstärkung ein, die noch heute industriell für Produkte wie Vitadur N[®] (Fa. Vita, Bad Säckingen, Deutschland) oder In-Ceram[®] (Fa. Vita, Bad Säckingen, Deutschland) Verwendung finden. Weitere Möglichkeiten ergaben sich z. B. durch die Einlagerungen von Glimmer (Dicor[®], DeTrey/ Dentsply, Dreieich, Deutschland), Hydroxylapatit (Cerapearl[®], Kyocera Bioceram Group, Tokio, Japan) und Leuzit (Empress[®], Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) in die keramische Matrix.

Schon 1955 erkannte *Buonocore* die Entstehung eines Mikroreliefs durch das Einwirken von Phosphorsäure auf den Zahnschmelz und legte so den Grundstein für die adhäsive Befestigung von Restaurationen. Aufgrund der Weiterentwicklung von immer mundbeständigeren Keramiken und Befestigungskompositen, rücken die Vollkeramikrestaurationen, vor allem im Hinblick auf ihre hervorragende Ästhetik und Biokompatibilität, immer weiter in den Mittelpunkt der modernen Zahnmedizin und führen durch die gesteigerte Bruchzähigkeit zu einem erweiterten Indikationsbereich (Stappert 2001).

2.2 Grundlagen

Das grundlegende Ziel aller restaurativ- zahnärztlicher Behandlungsvorgänge ist die Wiederherstellung der Kaufunktion und der Phonetik (Wild 1950; Wichmann 1999). In der Zahnheilkunde unterstützen und ergänzen sich die konservierenden und die prothetischen Maßnahmen entsprechend ihrer Indikationsstellung mit dem gemeinsamen Ziel der erfolgreichen zahnärztlichen Rekonstruktion (Roulet 1995).

Jeglicher Zahnersatz muss den auftretenden Belastungen bei Kaufunktion, Leermastikation und Parafunktionen standhalten können. Die Kaukräfte, die an dem Zahnersatz auftreten, werden dabei maßgeblich vom Zustand der Antagonisten bestimmt. Das Mundmilieu (Feuchtigkeit, pH-Schwankungen), die Nahrungszusammensetzung und die Temperaturschwankungen stellen weitere die Festigkeit beeinflussende Faktoren dar (Setz et al. 1999). Die physiologisch mögliche Kraft beim Kieferschluss ist proportional zum Querschnitt der Kaumuskulatur. Sie ist jedoch eher von theoretischer Natur und wird in vivo nie erreicht (Körper et al. 1983; Morelli 1928; Profitt 1983; Schwickerath 1984). Die Belastbarkeit eines Zahnes ist vielmehr abhängig von dem Zustand seines Parodontiums und der Wurzelkonfiguration (Hessel 1976) (Abbildung 1).

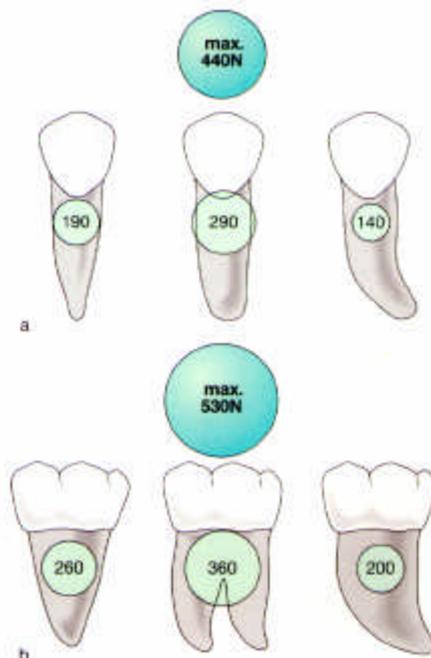


Abbildung 1: mittlere und maximale Kaukräfte in Abhängigkeit von der Wurzelform nach Hessel 1976

Sowohl der Zahnarzt als auch der Zahntechniker haben einen entscheidenden Anteil an dem Langzeiterfolg des Zahnersatzes. Bei der Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz im Labor werden besonders hohe Anforderungen gestellt. Der Zahnarzt legt durch die Präparation den Grundstein für den Erfolg oder Misserfolg, der entschieden durch die Art der Eingliederung beeinflusst wird (Duffin et al. 1989).

Pröbster et al. forderten 1990 nach einer Verweildauer von fünf Jahren eine Erfolgsrate (keine Frakturen) von 95% bzw. 85% bei zehn Jahren. Diese Erfolgskriterien können seiner Auffassung nach nur unter strenger Einhaltung der Indikationen für vollkeramischem Zahnersatz erreicht werden. Bei vollkeramischem Zahnersatz kommt es nach *Kerschbaum* (1999) aber selbst im günstigsten Fall bei normaler Funktion durch lastinduzierte Rissöffnungs- und Wachstumseffekte zu einer Verlustrate von 5 bis 8% nach fünf Jahren. Mit Phosphatzement eingegliederte Vollkeramikronen besitzen nach zehn Jahren sogar eine Frakturnrate von 20 bis 30% (*Kerschbaum* 1999), der im Seitenzahnbereich noch höher liegt (*Borchard et al.* 1998). Sowohl Vollgusskronen als auch metallkeramische Verblendkronen weisen eine höhere Überlebensrate als vollkeramische Werkstücke auf (*Erdmann* 1994). Daher sollten diese bei der Planung immer als Alternativen besonders im Seitenzahnbereich berücksichtigt werden.

2.2.1 Chemische Zusammensetzung

Als Ausgangsprodukt der traditionellen dentalkeramischen Massen dienen neben einer Mischung aus ca. 80% Kalifeldspat (Orthoklas) $[K_2O \times Al_2O_3 \times 6SiO_2]$ und 20% Natronfeldspat (Albit) $[Na_2O \times Al_2O_3 \times 6SiO_2]$ als transparente Glasphase, dispers verteilte kristalline Partikel wie das Leuzit (*Kappert* 1999). Diese bleiben auch nach dem Brennvorgang bestehen und es entsteht ein mehrphasiges transluzentes Material. Zur Gewinnung zusätzlicher Eigenschaften wie niedriger Schmelzpunkt, hohe Viskosität und Beständigkeit gegen Trübung werden andere Oxide als Flussmittel wie Natrium-, Kalium-, Kalzium-, Aluminium- und Boroxide zugesetzt.

Dentalkeramiken besitzen ein Silizium-Sauerstoff-Grundnetzwerk als glasbildende Grundsubstanz. Diese starken kovalenten und ionischen Bindungen sind für die hohe Stabilität der Keramik verantwortlich. Sie verleihen ihr die Härte, das hohe Elastizitätsmodul und die Beständigkeit gegen Hitze und chemische Einflüsse.

Als Nachteil der kovalenten Bindungen innerhalb der Keramik tritt zur Kompensation von übermäßigen Belastungen keine plastische Verformbarkeit wie z.B. bei den Metallen auf (van der Zel 1988), wodurch sie bruchanfällig und spröde sind. Eine Belastung die zu einer Verschiebung der Atome innerhalb der Keramik führt, bewirkt eine Zerstörung der kovalenten Bindungen. Es kommt zum Bruch des keramischen Werkstückes (Sprödbbruch). Anders als bei den duktilen Werkstoffen, z.B. bei Metallen, bilden die Elastizitätsgrenze und die Zerreißfestigkeit praktisch eine identische Größe (Marxkors et al. 2001) (Abbildung 2).

Bei Metallen kommt es erst nach einer plastischen Deformierung zu einem Bruch (Duktilbruch) des Werkstückes.

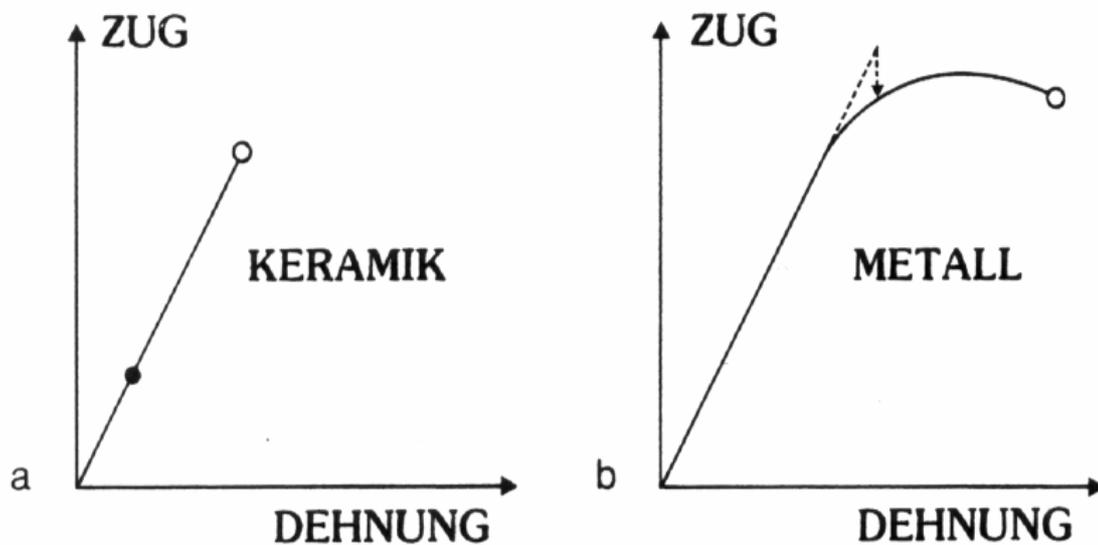


Abbildung 2: Zug- Dehnungsdiagramme für spröde (z.B. Keramik, a) und duktile Werkstoffe (z.B. Metall, b) nach Marxkors et al. 2001.

2.2.2 Festigkeit und Bruchzähigkeit

Die Bruchfestigkeit von Keramikronen wird maßgeblich von ihrer Geometrie und ihrer Wandstärke bestimmt (Hölsch und Kappert 1992). Bei korrekter Gestaltung der keramischen Restauration ist die okklusale Belastung, die zu einer Fraktur führt, mit derjenigen eines kariesfreien Zahnes ohne Restauration vergleichbar (Derand 1989; Burke 1999).

Die von *Schwickerath et al.* 1987a ermittelten Kaukraftwerte von 200 N im Front- und 400 N im Seitenzahnbereich, werden von allen untersuchten Keramiksystemen erreicht und sogar deutlich übertroffen. Es wird eine Anfangsfestigkeit von 400 N für den Frontzahn- und 600 N für den Seitenzahnbereich gefordert, um eine ausreichende Bruchfestigkeit auch nach statischer und dynamischer Ermüdung erreichen zu können (Bienik et al. 1994; Körber und Ludwig 1983; Schwickerath 1996). Bereits nach der Eingliederung nimmt die Dauerfestigkeit ab. Schon 1000 Belastungen einer Restauration können einen Festigkeitsverlust von 40% und mehr bewirken (Schwickerath 1987b) (Abbildung 3).

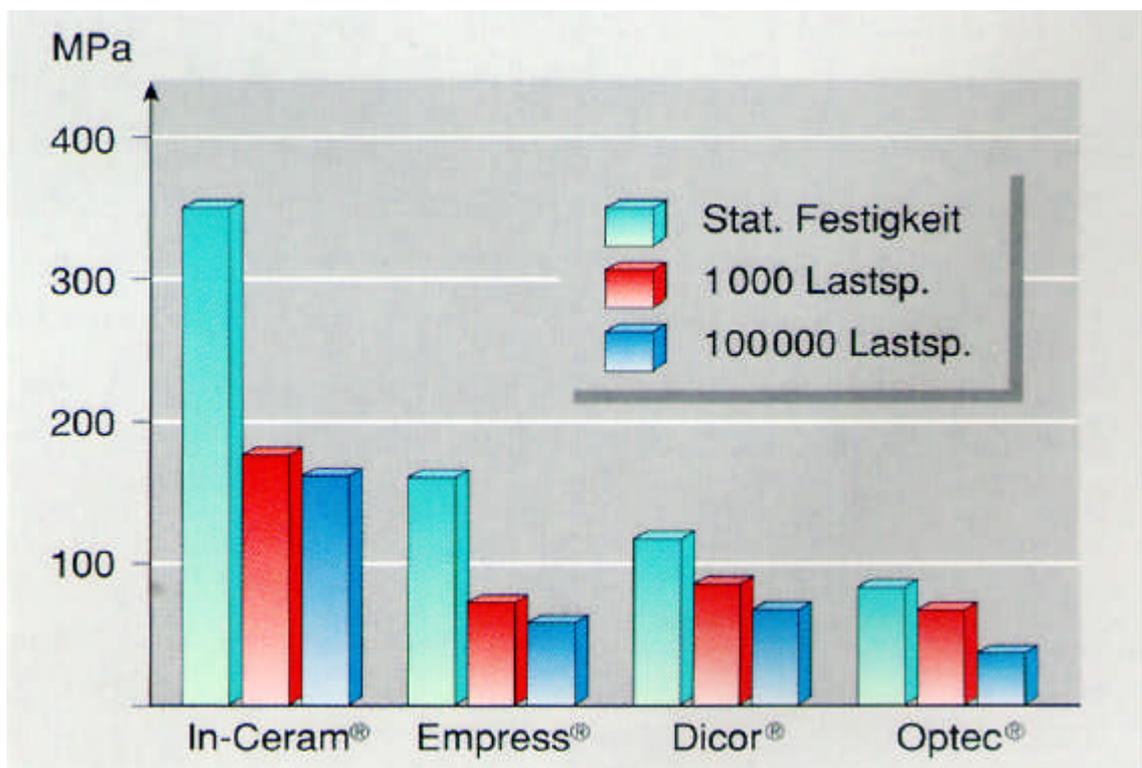


Abbildung 3: Abfall der Bruchspannungswerte nach Dauerbelastungsversuchen nach Schwickerath 1987b

Hölsch und *Kappert* bezifferten 1992 die Werte für die überkritische Bruchlast von IPS Empress® Frontzahnkronen auf 819 N, im Molarenbereich sogar auf 1585 N.

Die absolute Festigkeit einer Keramikkrone direkt nach ihrer Anfertigung gibt aber nur eine begrenzte Aussage bezüglich ihrer Haltbarkeit. *Richter* hebt 1977 viel mehr die Bedeutung der „Festigkeit auf Zeit“ hervor. Er beschreibt sie als die Fähigkeit der Restauration, die herstellungs- und bearbeitungstechnisch auftretenden und unvermeidbaren Materialfehler längstmöglich zu kompensieren. Diese Materialfehler, wie Poren, Einschlüsse, Phasengrenzen oder Risse, entstehen entweder bei der Herstellung des Werkstückes oder durch dessen Oberflächenbearbeitung (*Hahn* 1995). Sie dienen bei unterschwelliger Krafteinwirkung als Ausgangspunkt für unterkritisches Risswachstum (*Hahn et al* 1994b; *Pröbster* 1996; *Tinschert* 1996).

Im Milieu der Mundhöhle kommt es durch Wassereinlagerungen zu einer Abnahme der Biegefestigkeit (*Schwickerath* 1985). Alkali-Ionen in der Keramik werden hier durch Wasserstoffionen ersetzt, die wiederum Wassermoleküle in die Räume aufnehmen. Dieses Wasser wirkt als Netzwerkmodifikator und führt zu einer Schwächung der Keramik (*Wang und Tooley* 1958). Mechanische Zugspannungen z.B. an Rissfronten fördern diese Reaktion, so dass die Festigkeit im Laufe der Zeit auch ohne eine mechanische Belastung weiter abnimmt (*Marxkors et al.* 2001).

Weiterhin kann es durch Temperaturwechsel und zyklische Belastungen in der Mundhöhle zu einem langsamen subkritischen Risswachstum kommen (*Lauer et al.* 1996). Dieses kann dann selbst zu einem Versagen der keramischen Restauration unter normalen Bedingungen führen (*Bienik et al.* 1994; *Marx* 1993).

Wie *Lauer et al.* 1990 herausstellten, verlängern Zug- und Scherspannungen an den Rissflanken den Riss, weil die Spannungen sich am Grund, also in der Spitze des Risses, so stark konzentrieren, dass die chemischen Bindungen aufgebrochen werden und sich mit zunehmender Risslänge automatisch die Rissoberfläche und somit auch die Zugspannung (Zugkraft/ Fläche) erhöht.

Druckspannungen hingegen können hervorragend abgefangen werden, weil sie initiale Risse schließen (*Eichner et al.* 1996; *Marx* 1993).

Da Keramiken keine Mechanismen besitzen, die eine Rissausbreitung im Sinne einer Selbstheilung stoppen können, führt jede Belastung der keramischen Restauration sobald sie die chemische Bindungsenergie der Dentalkeramik überschreitet, zuerst zu einer langsamen und anschließend zu einer schnellen und katastrophalen Rissausbildung (Hahn 1995; Lauer et al. 1996). Die initiale Rissbildung geht meistens von Mikrodefekten auf der Oberfläche der Zugspannungsseite aus, die an der Kroneninnenfläche liegen (Mc Lean 1984; Pröbster 1996; Sindel 1998).

2.2.3 Mechanismen zur Steigerung der Festigkeit und Bruchzähigkeit

✍ Beeinflussung durch Rissablenkung

Mechanismen zur Umleitung der auftretenden Bruchspannungen spielen eine entscheidende Rolle für die Bruchzähigkeit des Werkstoffes (Kappert 1996; Marx 1993). Bei der Rissablenkung entstehen Sekundärrisse zwischen den Partikeln. Durch einen minimalen Partikelabstand kommt es zu einem festigkeitserhöhenden Effekt. Die Zugspannung der Rissfront wird erniedrigt und die Rissfortpflanzung erschwert. Der Riss kann gedreht (senkrechte Ablenkung) oder parallel abgelenkt werden (Risskippen). Die Rissablenkung kann auch durch Einlagerung nicht isometrischer Partikel erfolgen, da sie eine geringe Grenzflächenscherfestigkeit zur Matrix besitzen. Die Form der Partikel und ihr Volumenanteil sind die entscheidenden Faktoren, die zu einer Festigkeitszunahme führen (Touati et al. 2001).

Bei dem sogenannten Brückenmechanismus (Evans 1990) kommt es bei einer Rissfortschreitung zur Freisetzung akustischer Energie und zum Verhaken der Bruchstücke. Durch diese Energieableitung wird die Rissfortleitung ebenfalls erschwert.

✍ Beeinflussung durch Dispersionshärtung

Bei der Dispersionshärtung werden Partikel wie Al_2O_3 , ZrO_2 , MgO , Spinell oder Leuzit mit in die Rohstoffe eingebracht. Die eingelagerten Fremdpartikel (z.B. Al_2O_3 -Kristalle bei In-Ceram[®]) schmelzen beim Sintern nicht auf oder sie kristallisieren aus der Glasphase (Leuzitkristalle bei Empress[®]). Trifft eine Rissfront auf die dispergierten Partikel, so wird ihre Ausbreitungsgeschwindigkeit reduziert und sie wird gestoppt (Rissaufbiegung) oder abgelenkt (Rissablenkung) (Mc Lean 1979).

✍ **Beeinflussung durch spannungsinduzierte Umwandlungsverstärkung**

Die Festigkeit der Keramik wird durch die Nutzung der spannungsinduzierten Phasenumwandlung von metastabilen Zirkonoxidkristallen erhöht. Trifft eine Rissfront auf ein metastabiles ZrO_2 - Kristall, so erfolgt die Phasenumwandlung in die monokline Form, die eine Volumenvergrößerung um 3-4% bewirkt. Die hieraus resultierende Druckspannungszone um die Risspitze behindert, bzw. stoppt die weitere Rissausbreitung (Marx 1993).

Wenn die Zirkonoxid Kristalle eine bestimmte kritische Größe überschreiten und sich spontan beim Abkühlen von der Sintertemperatur umwandeln, kommt es zur Ausbildung von Mikrorissen. Diese bewirken bei einem auftreffenden Riss eine Verzweigung, durch die er an Energie verliert und zum Stoppen kommen kann (Sindel 1998).

✍ **Beeinflussung durch Oberflächenbehandlung**

Eine Standardmethode zur Entfernung oder Reduzierung von Oberflächendefekten stellt das Schleifen und Polieren dar. Durch diese Behandlung der Oberfläche lässt sich die Festigkeit positiv oder negativ (Hahn 1995) beeinflussen.

Das Einbringen von Oberflächenspannungen durch thermisches Härten erfolgt durch schnelles Abschrecken auf Raumtemperatur nach dem Tempervorgang (Sindel 1998). So lässt sich bei Feldspatkeramiken die Härte um das 2,6 fache steigern (Anusavice und Hojjatie 1991).

Um vorhandene Oberflächenfehler zu reduzieren bzw. zu verschließen, gibt es die Möglichkeit diese durch Glasieren (Sindel 1998) oder durch Komposite bei adhäsiver Befestigung (Bienik et al 1994; Ludwig et al. 1994; Sindel 1998) zu versiegeln um eine Rissöffnung zu erschweren. Da Frakturen vollkeramischer Restaurationen ihren Ursprung in der Regel im Bereich ihrer Innenflächen haben (Pröbster 1996), kommt dieser „defektheilenden“ Wirkung des Komposits große Bedeutung zu.

✍ **Beeinflussung durch adhäsive Befestigung der Restaurationen**

Zu den schon erwähnten materialspezifischen Eigenschaften kommt als entscheidender Faktor zur Beeinflussung der Lebensdauer noch die Befestigung der Restauration hinzu. Durch die adhäsive Befestigung kommt es zu einem Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, Befestigungskomposit und Kroneninnenfläche. Dieser ermöglicht eine Verteilung von belastungsinduzierten Scherspannungen von der keramischen Versorgung auf den Befestigungskomposit und die Restzahnsubstanz mit teilweiser Umwandlung in keramikgerechte Druckspannungen (Hahn 1995). Des Weiteren werden nach *Sindel* (1998) Druckspannungen innerhalb der Keramik durch die Polymerisationsschrumpfung des Dualzementes erzeugt und somit der initialen Rissbildung entgegenwirken (Eichner et al. 1996).

Ein optimaler Verbund zwischen Krone und Zahn kommt nur in schmelzbegrenzten Bezirken zustande. Durch die Präparation gehen diese Areale teilweise verloren und stehen für eine adhäsive Anbindung nicht mehr zur Verfügung (Chang et al. 1998), so dass die Befestigung mit Dentinadhäsiven erfolgt. Die eingesetzten Systeme werden hierbei kontrovers diskutiert. *Dietschie et al.* kamen 1995 zu dem Schluss, dass zur Zeit noch kein perfekter Verbund zwischen Zahn und Keramik zustande kommt. Diese Meinung wird durch zahlreiche Studien gestützt (Chang et al. 1998; Edelhoff et al. 1995 und 2000; Haller 1994; Pospiech et al. 1996; Sorensen et al. 1996). In jedem Fall wird sowohl der Zahn als auch die Keramik durch den adhäsiven Verbund stabilisiert. Dies konnte durch mehrere Versuchsreihen bestätigt werden (Lopez et al. 1991; Morin et al. 1984; Sheth et al. 1988; Schäffer et al. 1989), da es während der Untersuchungen immer zu Kohäsivbrüchen innerhalb des Schmelzes, der Keramik oder aber innerhalb des Kompositzementes, und nur selten an den Grenzflächen dieser drei Strukturen gekommen ist.

Die spannungsaufnehmenden, „puffernden“ Eigenschaften des Dentins (Lundeen et al. 1995) kann man sich durch Schaffung eines mikromechanischen Verbundes zu Nutzen machen.

Eine Einteilung der Dentinadhäsivsysteme kann entweder nach Generationen oder aber nach der Anzahl ihrer Arbeitsschritte erfolgen. Eine Klassifizierung dieser Systeme wurde von *Van Meerbeek et al. 1998* durchgeführt (Tabelle 1).

Tabelle 1.: Klassifizierung der Adhäsivsysteme nach Anzahl der Arbeitsschritte nach *Van Meerbeek et al. 1998*

Zahl der Arbeitsschritte	3-Schritt-Mehrflaschensysteme	2-Schritt-Systeme mit Primer/Adhäsiv	2-Schritt-Systeme mit selbststänzendem Primer	1-Schritt-Systeme (all-in-one Adhäsivsysteme) mit einer Komponente
Conditioner				
Primer				
Adhäsiv				

Ein klarer Trend geht in Richtung „Einkomponenten Dentinadhäsive“, da ihr Gebrauch weniger kompliziert und zeitintensiv ist. Ein genereller Nachteil moderner Adhäsivsysteme besteht in ihrer hohen Techniksensitivität (Touati et al. 2001), auf die gerade bei den „Einkomponenten Dentinadhäsiven“ hingewiesen werden muss (Friedl et al. 2000).

Zur Vorbehandlung der Dentinoberfläche vor der Adhäsivapplikation werden zwei verschiedene Wege beschrillen (Touati et al. 2001). Eine Methode belässt den Smearlayer vor dem Bonding, während ihn die andere durch Applikation von säurehaltigen Conditionern oder selbstkonditionierenden Primern vollständig entfernt (Blunck und Haller 1999). Bei beiden Verfahren penetriert der Kunststoff in die Dentintubuli und es bilden sich Kunststofftags aus. Bei Entfernung der Schmierschicht durch Säuren wird das Dentin bis zu einer Tiefe von 0,5 bis 15 µm entmineralisiert und der Adhäsivkunststoff, der diese Schicht durchdringt und die freigelegten Kollagenfasern umfließt, bildet eine sogenannte Hybridschicht aus (Nakabayashi et al. 1982).

Das hohe Elastizitätsmodul des post praeparationem verbleibenden Restdentins hat einen stark positiven Einfluss auf die Langlebigkeit der Restauration (de Rijk et al. 1996; Scherrer et al. 1993). Neben dem mikromechanischen und chemischen Verbund von Silan und Keramik (Schäffer et al 1989) hat auch die viskoelastische Eigenschaft des Kunststoffes einen positiven Einfluss auf die Bruchfestigkeit (Schwickerath 1982),

indem er die Spannungen puffert. Das Befestigungskomposit fängt durch seine viskoelastischen Eigenschaften auftretende Belastungsspitzen ab und wirkt somit einer Rissbildung entgegen (Lauer et al. 1996; Schwickerath 1982). Diese Erkenntnis konnte von *Hickel* (1997a) jedoch nicht bestätigt werden. Dem gegenüber konnten *Perdigao et al.* 1996 annähernd gleiche Scherkräfte wie bei dem Schmelzverbund feststellen. Die Untersuchungen von *Paul* und *Schärer* (1993 und 1994) ergaben einen Haftwert bis zu 12 MPa zwischen Befestigungskunststoff und verschiedener Dentinhaftvermittler und einen Haftwert des Schmelz- Kunststoff- Verbundes von bis zu 20 MPa. Bei Glasionomerezementen konnte ein Haftwert von 3 MPa ermittelt werden, während es bei Phosphatzementen zu keiner chemischen Haftung kommt (Lauer et al. 1996). Die in in- vitro Versuchen ermittelten Festigkeitswerte von Empress Kronen wurden für eine konventionelle Befestigung als zu gering eingestuft (Geis-Gersdorfer et al. 1992; Ludwig et al. 1994; Pröbster 1992) und müssen deshalb in der Praxis adhäsiv eingegliedert werden.

2.2.4 Biokompatibilität

Die ausgezeichnete Biokompatibilität keramischer Werkstoffe resultiert aus der hohen chemischen Stabilität (Marx 1993). Unterstützt wird sie durch die geringe Wärmeleitfähigkeit und der geringen Neigung zur Plaqueanlagerung bei polierter Oberfläche (Chan et al. 1986; Hahn et al. 1992). Rauhe Oberflächen führen dagegen zu einer erhöhten Plaqueansammlung (Swartz et al. 1957), die eine Entzündungsreaktion des Zahnfleischgewebes hervorruft (Löe et al. 1965). *Kaehler* und *Weiss* stellten 1970 fest, dass Dentalkeramiken von allen Ersatzwerkstoffen der Selbstreinigung durch Speichel und Muskulatur am besten zugänglich ist. *Chan et al.* bestätigten 1986 in einer klinischen Studie dieses Ergebnis. Die nach 5 Tagen gefundene Plaque-Menge an keramischem Zahnersatz stellt sich auch in einer neueren Studie von *Auschill et al.* (2002) als sehr gering dar. Auf keramischen Oberflächen wurde Plaque in einer Höhe von nur 5 μ m gefunden wogegen die Plaquemenge auf Metalloberflächen mit 17 μ m mehr als 5x höher war. Auf der anderen Seite befindet sich aber auf keramischen Restaurationen der höchste Anteil an lebendiger Plaque.

2.2.5 Ästhetik

Die modernen Dentalkeramiken bieten die Möglichkeit, hinsichtlich Form, Farbe, Transparenz und Transluzenz eine nahezu perfekte Restauration in das stomatognathe System einzugliedern. Sie kommen hinsichtlich Lichtabsorption und Reflexion dem Vorbild des natürlichen Zahnes sehr nahe (Sieber 1991; Bienik et al. 1995). Diese wird durch den Verzicht auf die lichtundurchlässige Metallsubkonstruktion als lichtundurchlässiges Grundgerüst ermöglicht. So kommt es zu einer natürlichen Lichtreflexion und -brechung ohne Entstehung von Grau- und Schattenzonen (Kappert 1989; Yamamoto 1986). Somit genügen moderne Dentalkeramiken allerhöchsten ästhetischen Ansprüchen (Lüthy et al. 1996). In den meisten Fällen kann sogar auf eine subgingivale Kronenrandgestaltung verzichtet werden, da es aufgrund des Chamäleon-Effektes der Keramik zu keinem dunklen Übergang zwischen Restauration und natürlichem Zahn kommt (Stappert 2001).

Bei metallkeramischen Restaurationen bildet das Metallgerüst eine oxidierte, dunkelgraue und völlig lichtundurchlässige Grundlage (Kappert et al. 1990). Das Licht wird entweder direkt oder aber gestreut reflektiert. Dadurch fehlt es der Krone an natürlicher Tiefe und, bis auf das inzisale Drittel, an Transluzenz. Bei starker Beleuchtung wirken sie deshalb besonders neben natürlichen Zähnen kalkig und weißlich, während der Approximalraum durch eine Schattenbildung oft verdunkelt exponiert wird (Bienik et al 1995; Yamamoto 1986). Als weiteres ästhetisches Problem kann es durch die Metalloxide zu einer lividen Verfärbung der Gingiva kommen (Kratzenstein et al. 1988; Strub 1992).

2.2.6 Herstellung keramischer Restaurationen

✍ Additive Formgebung

Die dentalen Restaurationen werden durch Modellation aufgebaut. Sie werden entweder durch schichtweisen Aufbau von Schlickern mit anschließendem Sintern oder aber durch Füllen der Negativform der Restauration mittels Gießen und Pressen hergestellt.

✍ A) Sintern

Das Sintern stellt die ursprüngliche Methode zur Herstellung von Jacket- und Verblendkronen dar (Eichner 1996).

Je nach Sinterungsgrad unterscheidet man zwischen Tongut und Tonzeug, wobei Porzellan, mit seinem weißen Scherben aus reinem Ton mit Feldspat und Quarz als Flussmittel als edelstes Tonzeug gilt. Aus ihm entwickelten sich die heutigen dentalkeramischen Massen.

Nach Doublieren des Meistermodells und Ausgießen mit feuerfester Stumpfmasse wird schichtweise Schlicker der Dentalkeramik aufgetragen und zwischendurch gebrannt. Der Brennvorgang findet bei einer Temperatur deutlich unter der Schmelztemperatur statt. So verschweißen die Partikel lediglich miteinander ohne vollständig zu schmelzen. Bei diesem Vorgang wird das zwischen den Schichten eingelagerte Wasser abgespalten und es kommt zu einem Volumenschwund. Bei dem Aufpassen der Restauration auf das Meistermodell wird diese Schrumpfung durch einschleifen ausgeglichen. Abschließend erfolgt eine Glasierung der Oberfläche.

Die Herstellung von sogenannten „hard-core“ Keramiken, wie z.B. :Hi-Ceram[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) (Claus 1980c) erfolgt analog, wobei ein Kern aus Al₂O₃ reichem Schlicker mit einer Keramikmasse mit einem geringen Al₂O₃ Gehalt verblendet wird. Hierdurch wird eine hohe Festigkeit der Kernmasse mit einer hohen Transluzenz der Verblendmasse kombiniert. Um eine weitere Erhöhung des Al₂O₃ Gehaltes zu ermöglichen und um die Sinterschrumpfung zu kompensieren (ca. 20 Vol%) wurde das In-Ceram[®] (Vita, Bad Säckingen) System entwickelt. Bei diesem System wird ein Al₂O₃ – Kern bei 1120°C gesintert und bleibt so porös und labil, schrumpft aber kaum (1,6% linear während der Sinterung (Soom 1987)). Anschließend wird er mit Lanthan-Silikatglas infiltriert. Bei diesem Infiltrationsbrand füllt die Lanthan-Glasschmelze die

noch im Mikrogefüge enthaltenen Hohlräume zwischen den 2-5 µm großen Aluminiumoxid-Kristallen als Matrix aus. Dieses Kerngerüst kann weiterhin farblich und funktionell gestaltet werden. Für die Farbgestaltung werden Verblendkeramiken mit einem Anteil von 0,9-1,4% Farbpigment in Form von Metalloxiden wie Titanoxid, Eisenoxid, Zinnoxid u.a.(Pröbster et al. 1990) verwendet.

✍ **B) Gießen und Pressen**

Analog zur Goldgusstechnik werden für glaskeramische Kronen Wachsmodellationen auf einem Meistermodell hergestellt. Anschließend werden diese eingebettet und ausgebrannt („lost-wax“ Technik). Der so gewonnene Hohlraum wird mit gießfähigem dentalen Glas und Glaskeramikschmelzen durch Gießen oder Heißpressen gefüllt. Dicor[®] (dentsply International und Corning Glaswerke) war die erste gießfähige Dentalkeramikmasse. Das Grundmaterial besteht aus einem Glas basierend auf einem Vierstoffsystem aus K_2O - MgF_2 - MgO - SiO_2 . Bei 1350°C wird ein Glasbarren aufgeschmolzen und im Schleudergussverfahren in die Hohlform gebracht. Nach einer Abkühlphase wird zum Erreichen des optimalen Kristallwachstums die Temperatur von 1070°C für 6 Stunden gehalten (keramisieren). Nach dem Gussvorgang wird das Gussobjekt farblich durch Bemalen und Brennen von Malfarben angepasst. Bei diesem Verfahren ergeben sich aufgrund der geringen Schichtdicke der Farbschicht von 50-100 µm Probleme beim okklusalen und approximalen Einschleifen, da es hier schnell zu einem Verlust der Farbschicht kommen kann (Setz et al. 1987). Mit Dicor Plus[®], einer Feldspatkeramik, steht eine Verblendkeramik mit einem speziell auf Dicor[®] abgestimmten thermischen Ausdehnungskoeffizienten zur Verfügung (Rutten, L. und P. 1993). Mit dieser Keramik können transluzente Gerüste der Dicor[®]-Keramik erstellt werden, die dann in Schichttechnik verblendet werden.

IPS Empress[®] (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) wird durch ein Vakuum-Press-Verfahren ebenfalls in eine Hohlform der feuerfesten Einbettmasse gebracht. Zur industriellen Herstellung der Keramikrohlinge wird das Grundglas der Leuzitkeramik gefrittet, gemahlen und für kurze Zeit getempert (1 Min. bei 960°C). Nach der Kristallisation des Leuzits an der Glasoberfläche wird dieses Fritte trocken zu Rohlingen gepresst, anschließend gesintert und später zur Kronenherstellung verwendet. Hier werden sie bei

1100°C in einem computergesteuerten Pressofen unter Vakuum in die Hohlform gepresst und können letztlich durch Mal- oder Schichttechnik mit anschließendem Glasurbrand individualisiert werden (Wohlwend et al. 1990).

Subtraktive Formgebung

Industriell vorgefertigte Keramikblöcke werden durch abtragende Formgebung maschinell bearbeitet.

Beim „chairside“ Konzept kann der Zahnarzt alle Schritte der Herstellung in der Praxis in einer Sitzung durchführen. Dem gegenüber hat das „labside“ Konzept den Vorteil, daß größere Restaurationen und Individualisierungen bzw. farbliche Charakterisierungen hergestellt werden können.

Der Materialabtrag kann wie beim, Cerec[®]-System (Sirona, Bensheim, Deutschland) digital oder analog, Celay[®] (Mikrona, Spreitenbach, Schweiz) erfolgen. In beiden Fällen kommen rotierende Schleifkörper zum Einsatz, während bei der Sonoerosion keine Schleifkörper zum Einsatz kommen (Hahn et al. 1994a).

2.3 Metallkeramik

Bei der Metallkeramik werden Metallgerüste aus verschiedenen Dentallegierungen mit einer Keramik verblendet. Metallkeramikronen stellen seit vielen Jahren die Standardrestauration dar (Claus 1980a & b; Mc Lean 1979; Strub 1992). Das Verbundsystem Metall-Keramik verbindet die positiven Eigenschaften des Metalls mit denen der Keramik (Mc Lean 1979). Durch das Metallgerüst haben die so hergestellten Kronen eine hohe Friktionsretention und eine hohe Bruchfestigkeit (Claus 1983), durch die Keramik das zahnähnliche Aussehen, die große Härte und die Biokompatibilität. Die Verblendkeramik wird dabei in einem Brennprozess aufgesintert bzw. aufgeschmolzen. Nach *Kappert* (1999) stehen folgende Gesichtspunkte bei der Beschaffenheit der Keramik im Vordergrund:

Das Aufbrennen bzw. Sintern muss bei einer Temperatur erfolgen, die mindestens 150°C unter der Solidustemperatur der verwendeten Dentallegierung liegt.

Die Wärmeausdehnung bzw. Kontraktion bei Abkühlung nach dem Keramikbrand unterhalb der Glasatemperatur (600-650°C) muss etwa 10% kleiner sein als die feste Schwindung des Metallgerüsts.

Die thermischen Wechselbelastungen in der Mundhöhle führen bei beiden Bestandteilen zu Volumenschwankungen. Nur, wenn die Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der Keramik und der Legierung aufeinander abgestimmt sind, werden diese dauerhaft toleriert (Reuling et al. 1987). Herkömmliche Dentallegierungen besitzen einen WAK von 14-15 $\mu\text{m}/\text{mK}$. Durch eine Mischung von Feldspatglas (7-8 $\mu\text{m}/\text{mK}$) und 20-30% dispers verteilte Leuzitkristallen (25-27 $\mu\text{m}/\text{mK}$) im Glas, wird ein günstigerer Wert von 13 $\mu\text{m}/\text{mK}$ erreicht.

☞ **Herkömmliche Metallkeramik**

Die Keramiken besitzen alle ein $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ Grundgerüst. Zum Erreichen einer Sinterungstemperatur von unter $1000^\circ C$ wird ein Teil des K_2O durch Na_2O ersetzt. Nach dem Abkühlen besteht die Keramik aus zwei verschiedenen Werkstoffphasen: aus Leuzitkristallen und einer Glasphase, die sie umschließt.

☞ **Niedrigschmelzende Keramik**

Neuere goldgelbe Legierungen mit einem Schmelzintervall, der ca. $200^\circ C$ unter dem der herkömmlichen Edelmetalle liegt, und einem um 20% höheren WAK aufweist, führten zur Entwicklung dieser Aufbrennkeramiken. Zu dieser Klasse gehören unterschiedliche Keramikarten. So kommen sowohl modifizierte Feldspatkeramiken (Vita Omega 800[®], Vita, Bad Säckingen, Sinterungstemperatur: $800^\circ C$) als auch Keramiken, die auf sogenannte hydrothermalen Gläsern (Hohmann 1993) basieren (DuceraGold[®], Sinterungstemperatur $760-780^\circ C$; Ducera LFC[®], Sinterungstemperatur: $660-680^\circ C$; Ducera, Richmond, Kanada) zur Anwendung. Diese Gläser (ohne Kristallphase) weisen durch hydrothermale Behandlung einen Wassergehalt auf. Das Wasser liegt in Form von OH-Gruppen in der Glasstruktur vor (Scholz 1988). Alle niedrigschmelzenden Keramiken erfüllen bezüglich der chemischen Löslichkeit die Anforderungen der ISO-6872-Norm (Hohmann 1993; Schäfer et al. 1993; Lüthy et al. 1995; Risito et al. 1995). Titankeramiken sind auf die speziellen Materialeigenschaften des Titans angepasst. Die erforderliche Sinterungstemperatur von ca. $800^\circ C$ ist durch einen verminderten Al_2O_3 - und einen erhöhten Na_2O Gehalt erreicht worden (Marx et al. 1992). Die Anpassung an den WAK Wert des Titans wird z.B. durch die Erhöhung des Glasanteils mittels Ersatz des Leuzits durch Multikristalle erreicht. Diese Veränderung der Zusammensetzung hat keine negativen Einflüsse auf die chemische Löslichkeit oder die Festigkeit der Keramik (Marx et al. 1992; Schäfer et al. 1993).

2.4 Vollkeramik

Unter dem Begriff Vollkeramik werden alle mineralischen, zahnfarbenen Restaurationen ohne Metallunterstützung zusammengefasst. Alle an vollkeramischen Massen gestellten Anforderungen sind in der Norm: DIN EN ISO 6872 zusammengefasst (Kappert 1999). Im folgenden sollen die Indikationen für vollkeramischen Zahnersatz, die Präparationsformen, sowie die Einteilungen der Dentalkeramik näher beschrieben werden.

2.4.1 Indikationen für Vollkeramikrestaurationen

Um einen Langzeiterfolg zu gewährleisten, müssen vom behandelnden Zahnarzt die Indikationen und Kontraindikationen für vollkeramischen Zahnersatz streng beachtet werden und das für diesen Zweck geeignete Keramiksystem ausgewählt werden. In jedem Fall ist eine sorgfältige präprothetische Befundung und Planung die Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Behandlung. So ist bei Patienten mit ungenügender Mundhygiene und oder erkennbaren parodontalen Entzündungszeichen (Erpenstein 1997) von der adhäsiven Eingliederung keramischer Restaurationen abzusehen. Bei jugendlichen Patienten ergeben sich aufgrund des ausgeprägten Pulpenkavums hinsichtlich des Substanzabtrages bei der Präparation für eine Vollkeramikkrone Schwierigkeiten, da die geforderte Restdentinstärke von 0,7 mm nicht eingehalten werden kann (Jüde et al. 1997). Patienten, bei denen ein ausgeprägter Deckbiss bzw. Tiefbiss, Kiefergelenksprobleme oder Bruxismus diagnostiziert wurde, stellen eine absolute Kontraindikation dar. Bei diesen Patienten können unvorhersehbare paraphysiologische Kräfte zu einem Versagen der keramischen Restauration führen (Fradeani et al. 1996; Dalloca et al. 1997). Werden die keramischen Restaurationen konventionell mit Phosphatzementen oder Glasionomorzementen einzementiert, ist auch eine subgingivale Präparation erlaubt. Unter strenger Beachtung dieser Gesichtspunkte kann die Indikation auch auf Veneers und Inlays bzw. Onlays im Seitenzahnbereich erweitert werden (Schmalz et al. 1994). Bei Brücken sollte der Patient auf fehlende klinische Langzeitstudien hingewiesen werden. Besonders im Unterkieferseitenzahnbereich erfahren diese durch die biomechanischen Verformungen der Unterkieferspanne besonders starke Belastungen, die zu einem Ermüdungsbruch und

damit zu einem frühzeitigen Verlust des Zahnersatzes führen können. Bei Patienten mit einer hochgradigen Metallallergie muss, wenn dieser auf einen festsitzenden Zahnersatz besteht, eine vollkeramische Versorgung in Betracht gezogen werden (Schwickerath 1987a).

2.4.2 Präparationsrichtlinien

Mit vollkeramischen Restaurationen bietet sich die Möglichkeit, ästhetische und funktionelle Problemstellungen zahnschutzschonend und atraumatisch zu lösen (Chrispin 1997; Meyenberg et al. 1997).

Neben den allgemein gültigen Präparationsregeln wird für alle Vollkeramiksysteme entweder eine Hohlkehlpräparation, oder aber eine Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante und einem Stumpf-Konvergenzwinkel von höchstens 10° gefordert (de Rijk et al. 1996; Meier et al. 1995; Wiskott et al. 1996 und 1997). *Pröbster* forderte 1996 analog zu *Conod* (1937) und *Ludwig* (1991) eine Stufenpräparation. In jedem Fall sollte die Präparationsgrenze kontinuierlich verlaufen und eine klare definierte Grenze besitzen. Bei der Präparation von Veneer- und Vollveneerversorgung kann gegenüber der Metallverblendtechnik eine minimalinvasive Präparation erfolgen (Touati et al. 2001). Für vollkeramische Kronenversorgungen hingegen ist der Substanzabtrag mit dem für VMK Kronen zu vergleichen (Stappert 2001). Okklusal sollte, als unterstützende Fläche, ein möglichst großes Plateau geschaffen werden (Edelhoff et al. 1999). Der Innenwinkel sollte ebenso wie die koronalen Stumpfkanten abgerundet sein, um einen Spannungsaufbau in diesen Bereichen zu verhindern bzw. zu reduzieren (Abbildung 4 und 5).

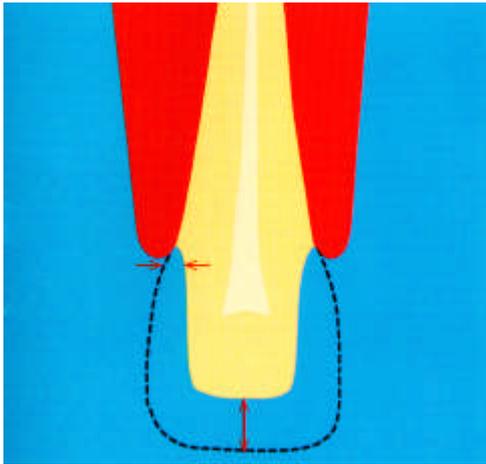


Abbildung 4: Stumpf von frontal nach Touati et al. 2001



Abbildung 5: Stumpf von lateral nach Touati et al. 2001

Geforderter Mindestsubstanzauftrag in [mm] nach: Adair et al. (1984), Diehl et al. (1988), Grossmann (1985), Küpper (1990), Richter et al. (1987).

	Empress Dicor	Schichtkeramik mit und ohne Hartkerngerüst	In-Ceram
Okklusal	2,0	2,0	2,0
Axial	1,5	1,2	1,2
Marginal	1,0	0,9	0,3

Diese empirisch entstandenen Präparationsrichtlinien lassen sich alle auf die Erkenntnisse von *Conod* (1937) zurückführen und sollen zur Erhöhung der Bruchfestigkeit von Vollkeramikrestaurationen dienen. Der Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Festigkeit von vollkeramischem Zahnersatz wird durch zahlreiche aktuelle Untersuchungen (Fenske et al. 1999, 2000a, 2000b; Jahn 1996; Jasper 1997; Meier et al. 1995) kontrovers beschrieben. Bei den Studien von *Fenske et al.* (1999, 2000a, 2000b) ergab sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der überkritischen Bruchfestigkeit von IPS Empress[®] und In-Ceram[®]-Kronen in Bezug auf die Präparationsform und -breite. Dieses Ergebnis lässt sich durch die Arbeit von *Jahn* (1996) bei In-Ceram[®]-Kronen mit einer Schnitttiefe von 1 mm bestätigen. Dem gegenüber kam *Jasper* (1997) bei seiner Versuchsreihe, die er ebenfalls mit In-Ceram[®]-

Kronen und einer Schnitttiefe von 1 mm durchgeführt hat, zu einem signifikanten Unterschied bezüglich der Bruchfestigkeit zugunsten der innen abgerundeten Stufenbreite. Somit sind die Ergebnisse einer Studie, die *Riedling et al.* 1989 mit Glaskeramikkronen durchgeführt hat, bestätigt worden.

Meier et al. (1995) kamen in ihrer in- vitro Untersuchung zu dem Ergebnis, dass es bei der Bruchlast von In-Ceram[®]-Kronen mit einer Hohlkehl- oder Stufenpräparation mit abgerundeter bzw. scharfer Innenkante keinen signifikanten Unterschied gibt. Sie stellten aber bei der Hohlkehlpräparation tendenziell eine erhöhte Bruchfestigkeit fest. Diese erhöhte Bruchfestigkeit wird durch eine Studie von *Tinschert* (1996) bestätigt.

Zur Erhöhung der Stabilität bei Vollkeramikbrücken kann im Bereich der Ansatzstelle des Zwischengliedes ggf. eine Kastenpräparation erfolgen (*Pröbster et al.* 1990).

Bei adhäsiver Einzementierung sollte die Präparationsgrenze supragingival verlaufen (*Calamia* 1989; *Demke et al.* 1988; *Hennies* 1988; *Küpper et al.* 1988). Darüber hinaus fordern *Touati et al.* (2001) bei Verfärbungen der präparierte Zähnen, z.B. bei devitalen Zähnen, aus ästhetischer Sicht eine leicht subgingivale Präparation. Bei In-Ceram[®] Restaurationen, die konventionell eingegliedert werden, ist dabei eine subgingivale Präparation generell möglich.

2.4.3 Oxidkeramiken

Zur Erzielung einer extrem hohen Festigkeit besteht die Möglichkeit, auf einphasige oxidische Keramiken wie reines Aluminium- oder Zirkoniumoxid ohne Glasphase zurückzugreifen.

Oxidkeramiken sind einphasige keramische Materialien ohne Glasphase. Ihre oxidbildenden Metalle gehören alle zu den am wenigsten edlen Metallen (z.B.: Al_2O_3 , MgO , ZrO_2 , MgAlO_4 , TiO_2). Dadurch besitzen sie ein hohes Oxidationspotential, wobei ihre Oxide sehr stabil sind. Die Keramiken dieser Klasse sind aufgrund ihres hohen Lichtbrechungsindex (Aluminiumoxid: 1,76; Zirkonium: 1,97-2,02) jedoch nur im Seitenzahnbereich, hauptsächlich aber als Kronengerüst zur anschließenden Verblendung indiziert (*Lauer et al.* 1990).

☞ **Aluminiumoxidkeramik**

1965 kamen *Mc Lean* und *Hughes* auf die Idee, Dentalkeramiken durch Al_2O_3 -Kristalle zu verstärken. Bei diesen Aluminiumoxid-Keramik-Jacketkronen wurden ca. $30\ \mu\text{m}$ große Al_2O_3 - Kristalle in die Kernmasse eingelagert. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass sowohl die Festigkeit, als auch die Opazität mit steigender Aluminiumoxid Konzentration zunimmt. Die Festigkeit der Aluminiumoxid verstärkten Keramik ist jedoch für eine Indikation im Seitenzahnbereich nicht ausreichend gewesen (McLean 1983).

Heute kommt Aluminiumoxid (Korund) in der Praxis entweder zur Verstärkung traditioneller Keramiken (In-Ceram[®]), oder als industriell gefertigtes Käppchen (All-Ceram[®]) zur Anwendung.

Bei der von *Sadoun* 1985 entwickelten In-Ceram[®] Technik werden Aluminiumoxid-Kristalle in einer Körnung zwischen $2\text{-}5\ \mu\text{m}$ in die Glasmatrix eingelagert.

Die Festigkeitserhöhung durch Aluminiumoxid wird durch die Verhinderung von Risswachstum im Basisglas erhöht. Die Risse können nur soweit ungestört wachsen, bis sie an ein Al_2O_3 - Kristall stoßen, an dem es zu einem Rissaufbiegen oder einer Rissablenkung kommt. Hinsichtlich der Passgenauigkeit liegen mehrere Studien vor, die teilweise zu widersprüchlichen Ergebnissen kommen. Es werden sowohl eine gute Passgenauigkeit (Pera et al. 1994; Rinke et al. 1992; Sorensen et al. 1990) als auch Randspalten bis zu $200\ \mu\text{m}$ festgestellt (Grey et al. 1993; Sulaiman et al. 1997).

In-Ceram[®] Kronen werden mit herkömmlichen Befestigungszementen eingegliedert. Sowohl mit Einzelkronen als auch mit kurzspannigen Brücken werden gute klinische Ergebnisse erzielt (Pröbster, 1993; Scotti et al. 1995). Abhängig von Untersuchungstechnik und Untersuchungsgröße wird In-Ceram[®] eine zwei- bis dreimal größere Festigkeit als traditionellen Keramiken attestiert (Geis-Gerstorfer et al. 1992 und 1993; Hölsch et al. 1992).

Bei der Herstellung einer Procera[®]-Krone (Anderson et al. 1993), wird zur Kompensation der Sinterungsschrumpfung ein anderer Weg beschritten (Hegenbarth 1995). Der präparierte Zahnstumpf wird vom Gipsmodell mechanisch eingescannt und zum Hersteller der Kronenkappe gesendet. Es entsteht, computerunterstützt, ein neuer, vergrößerter Stumpf, auf dem bei ca. 1500°C das Al_2O_3 -Gerüst gesintert wird. Durch diese Vorgehensweise wird die große Sinterschrumpfung kompensiert. Das so

entstandene völlig opake Kronenkäppchen besteht nur aus Aluminiumoxid. Es muss, ähnlich dem metallischen Gerüst einer Metallkeramikkrone, mit keramischen Massen zur endgültigen Form gebracht werden. Die Passung der All-Ceram[®] Kronen ist als gut zu bezeichnen (Sulaiman et al. 1997). In in- vitro Versuchen hat sich eine um ca. 50% erhöhte Festigkeit gegenüber den glasinfiltrierten Keramiken ergeben (Wagner et al. 1996; Wohlwend et al. 1996). Die Haltbarkeit der Kronen muss sich jedoch im klinischen Langzeitversuch bewähren.

Zirkonoxidkeramik

Ein entscheidender Vorteil des Zirkonoxids gegenüber dem Aluminiumoxid ist seine etwa doppelt so große Biegefestigkeit (Christel et al. 1989). Durch Zugabe von Yttriumoxid wird diese noch erhöht, indem der Risswachstum innerhalb der Keramik erschwert wird. ZrO₂ wird im medizinischen Bereich hauptsächlich zur Herstellung von Gelenkköpfen für Hüftprothesen eingesetzt (Cales et al. 1994) und hält erst seit kurzer Zeit Einzug in die Zahnmedizin. Hier wird es für vorgefertigte Wurzelstifte (Simon 1997) oder als Abutment für Implantatsuprakonstruktionen (Wohlwend et al. 1996) angeboten. Der fertige Rohstoff kommt als Rohling in die Dentallaboratorien und erhält dort seine endgültige Form durch subtraktive Verfahrensweise (CAD/CAM Verfahren: Graber et al. 1994; Sonoerosion: Hahn et al. 1992a und 1994).

2.4.4 Glaskeramiken

Charakteristisch für Glaskeramiken ist das Ausscheiden von Kristallen während einer Wärmebehandlung („Keramisieren“).

Bei der Dicor[®] Technik werden Glimmerkristalle zur Festigkeitserhöhung verwendet. Aufgrund der unzureichenden Festigkeit (Erpenstein et al. 1995) stand Dicor[®] zeitweise nicht mehr zur Verfügung. Während bei der Dicor[®]-Technik das Keramisieren im zahntechnischen Labor geschieht, wird bei der Empress[®]-Technik ein bereits beim Hersteller keramisiertes Material verwendet. Zur Erhöhung der Festigkeit werden Leuzitkristalle als verstärkende Elemente beigefügt. Die homogen verteilten Leuzitkristalle der Empress[®]-Keramik besitzen eine stärkere Abkühlgeschwindigkeit nach dem Brenn- und Pressvorgang als die Glasphase. Dadurch wird in der Abkühlphase nach

dem Pressvorgang die Keramik nahe der Kristallit-Glasgrenze unter eine innere Druckspannung gesetzt, wodurch ihre Festigkeit erhöht wird (Beham 1991). Durch diese Eigenspannung wird ein Riss um das Kristalliteilchen herum abgelenkt. Dieses ermöglicht ein Entgegenwirken äußerer Zugspannungen, die bei Keramiken leicht zu einem Bruch führen können.

Bei leuzitreichen Keramiken findet man zur Erhöhung der Festigkeit eine Anreicherung von K_2O , während bei leuzitarmen Keramiken zur Anpassung an den WAK des Glases ein Zusatz von Al_2O_3 beigefügt ist. Durch den erhöhten Leuzitgehalt kann ebenfalls eine Erhöhung des WAK Wertes erfolgen (Empress $15\mu\text{ m/mK}$), indem die eingefügten Partikel bei einer geringen Größe und einer hohen Dichte, eine homogene Verteilung und einen sehr festen Verbund zur Glasphase besitzen sollten. Bei einer zu großen Kristalldichte jedoch, wirkt die Keramik weißlich opak und somit unästhetisch.

Ein Optimum an Anreicherung von Leuzitkristallen im Feldspatglas liegt bei dem IPS Empress[®]-System vor (Kappert 1999), sodass seit 1990 Vollkeramik-Restaurationen im IPS Empress[®] Heißpressverfahren hergestellt werden (Wohlwend et al. 1990).

Die leuzitverstärkte Keramik wird nach der Lost-wax-Technik hergestellt und heute nur noch in der Maltechnik verwendet.

Üctasil et al. kamen 1996 zu dem Ergebnis, dass die hohe Festigkeit der Empress[®] Keramik auf die Kombination der hohen Presstemperatur mit dem kontrollierten Druck während des Fertigungsprozesses zurückzuführen ist. So kommt es zu einer Steigerung der Zug- und Biegefestigkeit um ca. 50% gegenüber konventionellen Feldspatkeramiken.

2.5 Bruchfestigkeitsprüfungen

Bruchfestigkeitsprüfungen dienen der Erforschung von klinisch geforderten Materialeigenschaften. Prüfmaschinen üben kontrollierte Zug- Druck- und Scherspannungen auf einen standardisierten Prüfkörper aus. Dieser plättchenförmige Prüfkörper nach ISO 6872 besitzt die Maße: Breite: 5 mm, Höhe: 1 mm, Tiefe: 25 mm. Aufgrund der einfachen Durchführung werden mit diesem Prüfkörper Drei- (Abbildung 6) bzw. Vierpunktbiegeversuche (Abbildung 7) durchgeführt.

Nach *Hahn und Löst* (1993) kommt es bei dem Dreipunktbiegeversuch unterhalb der Lastrolle zu charakteristischen Kerb- und Keileffekten, aus denen sich parallel zur Oberfläche verlaufende Longitudinalkräfte (F_p) ableiten. Diese wirken der Bruchspannung entgegen und täuschen erhöhte Festigkeitswerte vor (Spur 1989). Im Vierpunktbiegeversuch hingegen kommt es durch den Einsatz von zwei Lastrollen zu einer nahezu homogenen Lastverteilung.

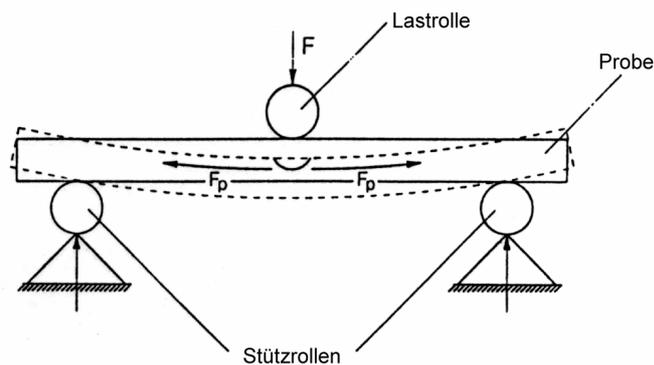


Abbildung 6: Schematische Darstellung des Dreipunktbiegeversuches umgezeichnet nach *Hahn und Löst* 1993.

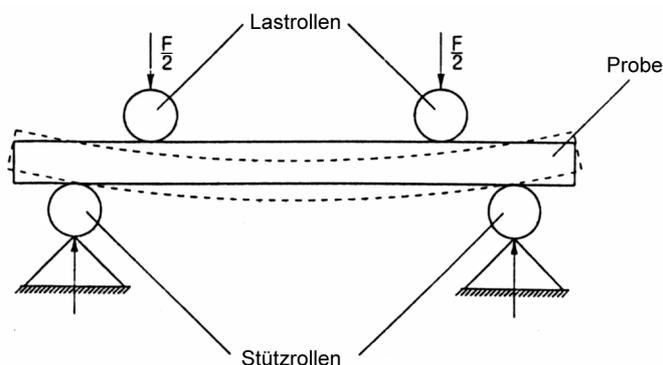


Abbildung 7: Schematische Darstellung des Vierpunktbiegeversuches umgezeichnet nach *Hahn und Löst* 1993.

Durch diese Bruchfestigkeitsprüfungen ist ein rein werkstoffkundlicher Vergleich verschiedener Dentalkeramiken möglich (Kappert 1996). Da sich aufgrund der gewählten Probengeometrie aber nur begrenzt klinische Aussagen machen lassen, hat *Ludwig* 1991 genormte Keramikronen auf Metallstümpfen bis zu ihrem Bruch belastet. Die Krafteinwirkung erfolgte wie bei den oben beschriebenen Versuchen axial und verursachte hauptsächlich Druckspannungen innerhalb der Keramikronen. Die bei der Mastikation auftretenden Scherspannungen wurden hingegen nur in geringem Maße induziert. Bei seiner Versuchsreihe von 1994 veränderte *Ludwig* die Krafteinwirkung, die nun unter einem Winkel von 30° zur Kronenachse verlief (Abbildung 8). Die Krafteinwirkung entspricht somit eher der Belastungssituation in der Mundhöhle, da neben den Druckspannungen zusätzlich Scherspannungen in Höhe der halben Auflast auftreten. Dieses Versuchsdesign bietet sich zur Bewertung der klinischen Funktion vollkeramischer Kronen an und findet in zahlreichen aktuellen Studien Verwendung (Fenske et al. 1999, 2000a, 2000b; Hölsch und Kappert 1992; Meier et al. 1995).

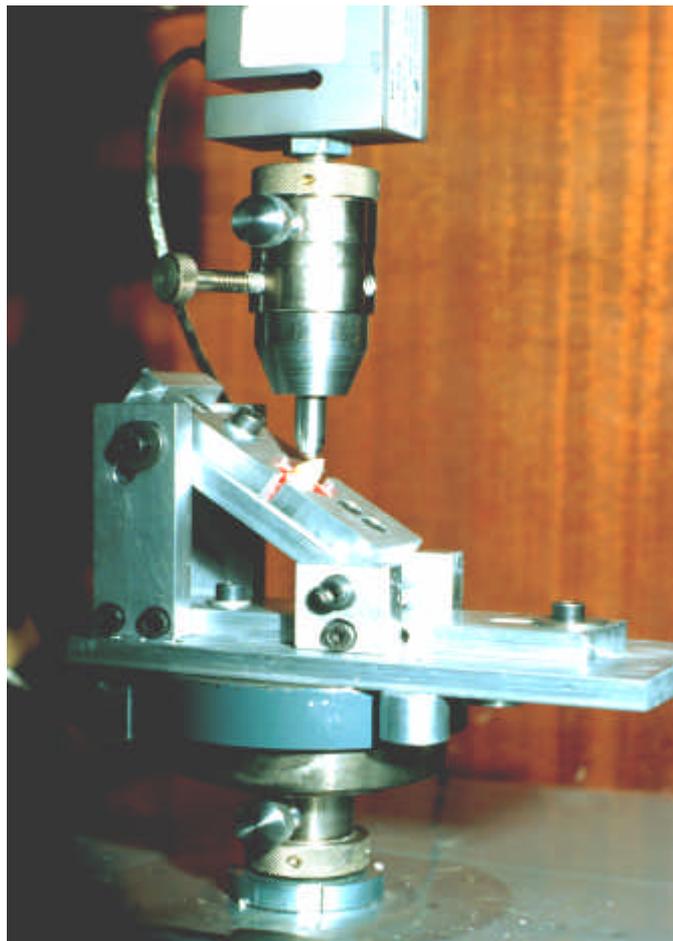


Abbildung 8: modifizierter Versuchsaufbau nach *Ludwig*.

2.6 Die Weibull–Analyse

Die Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen allein führt bei der Bruchprüfung keramischer Werkstoffe zu einer starken Streuung und somit zu keinem aussagekräftigen Ergebnis.

Die Mediananalyse favorisiert diejenige Keramik mit dem höchsten Festigkeitsmittelwert, lässt jedoch die Streubreite des Spektrums unberücksichtigt (Tinschert et al. 1996). Somit müssen die Mittelwerte bei einem großen Spektrum in ihrer Bedeutung relativiert werden, da sie keine Aussage über die tatsächliche klinische Belastbarkeit in der Praxis machen können.

Der Weibull-Modul m berücksichtigt die für die Keramik typischen Anomalien und ist deshalb ein geeignetes Maß für die Streuung der Messwerte. Er erlaubt eine Übertragung von Festigkeitsaussagen auf andere Probenvolumina und Belastungskonfigurationen (Hahn et al. 1992), und stellt somit eine praxisrelevante und praxisnahe Beurteilung eines Werkstoffes dar.

Die Weibull Verteilung basiert auf dem Gedanken, dass der größte Fehler in einem Werkstück festigkeitsbestimmend ist (Weibull 1951). Sie dient dem Vergleich sprödharter Werkstoffe. Der Weibull-Modul m ist ein Maß für die Homogenität der Fehlerverteilung in einem Werkstoff, der als werkstoffspezifische Größe auch fertigungsspezifische Aspekte einschließt (Maier et al. 1991), und insbesondere die rechtsschiefe Verteilung keramischer Werkstoffe berücksichtigt (Tinschert et al. 1996). Je höher der Weibull-Modul m ist, desto schmaler ist das Festigkeitsspektrum (Tinschert et al. 1996) und die Bandbreite möglicher rissauslösender Fehler. Ein keramischer Werkstoff mit großem Weibull-Modul wird sich unter klinischen Bedingungen als zuverlässig erweisen.

Die statistische Festigkeit spröder Materialien nimmt im Gegensatz zu metallischen Werkstoffen mit zunehmendem Volumen ab, und zwar um so stärker, je kleiner der Weibull-Modul m ist, denn die Wahrscheinlichkeit an kritischen Stellen Fehler einzubauen, steigt mit zunehmender Materialstärke. Eine Erhöhung der Festigkeit durch eine Volumenzunahme ergibt sich nur, wenn sie mit einer Spannungsreduktion einhergeht.

Der Weibull-Modul m ist ein Maß für die Streuung der Festigkeit. Je höher m ist, desto geringer ist die Streuung. Im Idealfall gilt $m = \infty$. D.h. alle Proben brechen bei der gleichen Festigkeit.

Zur vereinfachten Auswertung wird die Gleichung zum sogenannten Weibull-Plot umgeformt (Quinn 1991).

2.7 Zielsetzung

Das Sprödbbruchverhalten keramischer Werkstoffe ist die Hauptursache für das Versagen von vollkeramischem Zahnersatz (Kappert 1989). Um die Langlebigkeit der Restauration zu erhöhen, wird in der Literatur eine Keramikmaterialstärke von 0,8 bis 1,2 mm gefordert. Diese empirisch festgelegten Präparationsrichtlinien lassen sich aber aufgrund anatomischer Gegebenheiten nicht immer ohne eine Schädigung der Pulpa erfüllen und führen deshalb zu einer Indikationsbegrenzung für vollkeramischen Zahnersatz (Friese et al. 1994). In der Literatur lassen sich auch keine Hinweise auf eine erhöhte Bruchfestigkeit von Vollkeramikkrone durch eine größere Präparationsstärke finden (Meier et al. 1995; Richter 1977). Es kommt laut *Tinschert* (1996) sogar zu einer größeren statistischen Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Materialfehlers, der sich negativ auf die Bruchfestigkeit auswirkt.

Eine Beeinträchtigung der Bruchfestigkeit findet sich auch durch die mechanische Beschaffenheit des Stumpfes (Fenske et al. 1999; Meier et al. 1995). Ein starrer Metallstumpf bewirkt zwar eine Erhöhung der Bruchfestigkeit (Bodeit 1998), erlaubt aber keine vergleichende Betrachtung unterschiedlicher Stufenbreiten. Um eine vergleichende Betrachtungsweise zu ermöglichen, wurden für diese in-vitro Studie menschliche Zähne ausgewählt. Durch die Verwendung natürlicher Zähne werden die Beeinflussungen der Ausdehnung der Pulpa, der individuellen Zahnstruktur und das unterschiedliche Alter auf die Bruchfestigkeit der vollkeramischen Restauration berücksichtigt.

Ein weiterer Vorteil ergibt sich aus der Nutzung der positiven Einflüsse der adhäsiven Verbundtechnik (de Rijk et al. 1996; Lauer et al. 1996; Paul und Schärer 1993 und 1994; Scherrer et al. 1993; Schwickerath 1982) auf die Vollkeramikkrone.

Deshalb ist das Ziel dieser Arbeit in einer praxisnahen in-vitro Studie, den Einfluss der Stufenbreite auf die Anfangsfestigkeit bei vollkeramischen IPS Empress® Frontzahnkrone zu ermitteln. Ein besonderes Augenmerk dieser Studie lag dabei auf der adhäsiven Befestigung der Frontzahnkrone wie sie im klinischen Alltag durchgeführt wird.

3 Material und Methode

3.1 Herstellung der Proben

3.1.1 Versuchsziel

Ziel dieser Untersuchung ist es, unter angenäherten klinischen Bedingungen die Auswirkungen der zervikalen Stufenbreite auf die Anfangsfestigkeit von Vollkeramikronen aus IPS Empress[®] (Fa. Ivoclar, Ellwangen, Deutschland) aufzuzeigen. Zur Simulation der klinischen Bedingungen sind im Gegensatz zu zahlreichen anderen in-vitro Studien (Bodeit 1998; Hölsch et al. 1992; Kappert 1996; Ludwig et al. 1994) keine Metallstümpfe, sondern Echtzahnstümpfe verwendet worden. Weiterhin sind die Kronen analog zur klinischen Vorgehensweise adhäsiv mit einem Dualzement (Variolink[®] II, Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland) eingegliedert worden. Zur Ermittlung der Anfangsfestigkeit wurden die Proben in einem Winkel von 30°, ähnlich der Kraftrichtung bei Mastikation, in oro-vestibulärer Richtung bis zu ihrem Bruch belastet. Neben der Messung der Anfangsfestigkeit vollkeramischer Empresskronen soll überprüft werden, ob die empirisch festgelegte Stufenbreite von mindestens 1 mm wirklich erforderlich ist.

Um einige festigkeitsbeeinflussende Faktoren auszuschalten, wurden standardisierte Vollkeramikronen auf standardisierten Zahnstümpfen mit fünf unterschiedlichen Stufenbreiten zementiert.

3.1.2 Auswahlkriterien der Zähne

Zur Durchführung der Versuchsreihe wurden 60 extrahierte menschliche Zähne benötigt. Es sind nur gering zerstörte Ober- und Unterkiefermolaren ausgewählt worden, die weder endodontisch noch prothetisch versorgt worden waren. Um ein Austrocknen zu verhindern, wurden sie bis zum Versuchsbeginn in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

3.1.3 Aufbau der CNC- Fräse

Die Fräse, eine Schnellfrequenztechnikfräse (Abbildung 9 und 10) (Typ: GS 940 UT, Fa. Schlumbohm, Brokstedt, Deutschland), ist auf einem Fahrtisch (Fa. ISERT Elektronik, Eiterfeld, Deutschland) montiert worden. Die Steuerung der Fräse erfolgte mit einem Steuergerät Typ SMI83PS (Fa. PME Elektronik, Niederkassel, Deutschland) über einen IBMTM kompatiblen Rechner, dessen Fräsprogramm in Quickbasic (Version 1,0, Fa. Microsoft, Unterschleissheim, München, Deutschland) programmiert wurde.

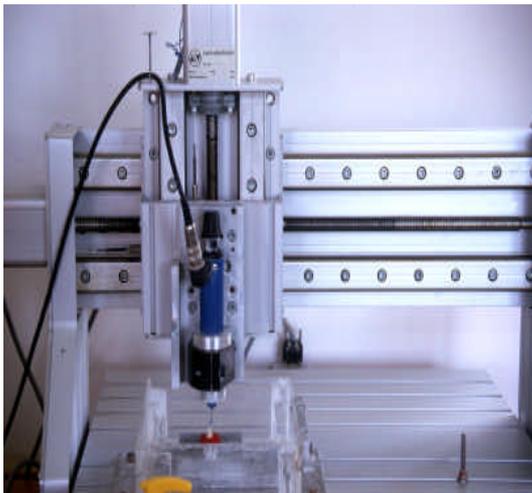


Abbildung 9: Die Fräsmaschine a

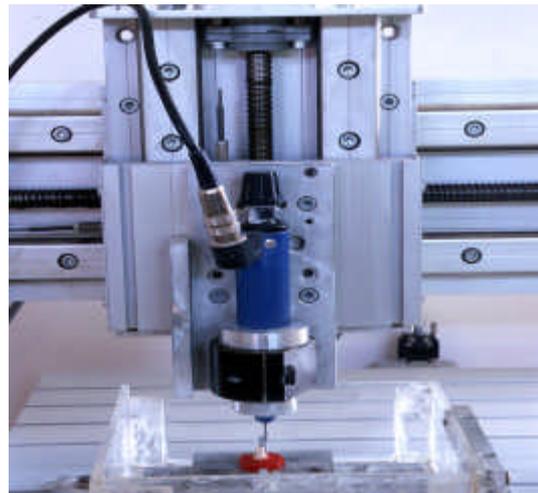


Abbildung 10: Die Fräsmaschine b

Das Fräsprogramm sollte die Zähne maschinell in Form eines mittleren oberen Schneidezahnes beschleifen. Es lässt sich in drei Abschnitte mit unterschiedlichen Schleifkörpern unterteilen.

- 1.Abschnitt: Kürzen des Zahnes
- 2.Abschnitt: Präparation der Stufen und der äußeren Präparationsgrenze
- 3.Abschnitt: Präparation der vestibulären und oralen Flächen

Zur Befestigung der Proben auf dem Frästisch dienten genormte Aluminiumblöcke. Diese rechteckigen Aluminiumblöcke mit den Maßen: Breite: 75 mm, Höhe: 8 mm, Tiefe: 30 mm besaßen eine kreisrunde zentrale Aussparung mit einem Radius von 12 mm und einer dreieckigen Einkerbung als Rotationsmeider. Zur stabilen Aufnahme der Proben auf dem Frästisch während des Schleifprogramms befanden sich Bohrungen in allen vier Ecken der Aluminiumblöcke. Durch diese konnten die Aluminiumblöcke auf dem Frästisch festgeschraubt werden.

3.1.4 Vorbereitung der Zähne

Alle Zähne wurden mit einer Trennscheibe (r, 918 PB, 023, Fa. Komet, Lemgo, Deutschland) in einem Handstück (K9, Fa. KaVo, Biberach, Deutschland) von apikal her auf eine Länge von 28 mm gekürzt. Anschließend wurden sie mit Knetgummi auf einer Glasscheibe senkrecht fixiert und mittig in die zentrale Aussparung eines genormten Aluminiumblockes mit Palavit G[®] (Heraeus Kulzer Co.KG, Wehrheim, Deutschland) befestigt.

3.1.5 Präparation und Modellherstellung

Der unbeschiffene Zahn wurde zuerst mit dem Aluminiumblock fest auf den Frästisch geschraubt, bevor das Präparationsprogramm gestartet wurde. Der gesamte Präparationsvorgang fand unter ständiger Wasserkühlung statt um eine thermische Schädigung der Zähne zu vermeiden.

Während des ersten Abschnittes kürzte eine diamantierte Trennscheibe (r, 918 PB, 023, Fa. Komet, Lemgo, Deutschland) die Proben auf 14,5 mm.

Der zweite Abschnitt welcher mit einem diamantierten, konischen Schleifkörper (847KR 314 023 Fa. Komet[®] Lemgo, Deutschland) durchgeführt wurde, wird in zwei Teilschritte gegliedert.

Im ersten Teilschritt wurde eine Stufenpräparation mit einer Konizität von 6° und abgerundeter Innenkante gefräst. Der Substanzabtrag variierte je nach Stufenbreite. Die Zähne wurden mit zunehmender Stufenbreite, also mit zunehmendem Substanzabtrag immer stärker geschwächt. Während des zweiten Teilschrittes wurde die immer gleich bleibende äußere Präparationsgrenze festgelegt, um so eine einheitliche basale Stärke der

Proben zu realisieren und eine exakte Positionierung der Phantommetallhülse zur Kronenmodellation zu ermöglichen.

Der letzte Präparationsschritt mit einem knospenförmigen Diamanten (8379 023 Fa Komet, Lemgo, Deutschland) diente der Gestaltung der vestibulären Facette und der palatinalen Hohlkehle (Abbildung 11 und 12).

So wurden je 12 Zähne mit den Stufenbreiten 0,4 mm, 0,6 mm, 0,8 mm, 1,0 mm und 1,2 mm in Form eines mittleren oberen Schneidezahnes beschliffen und deren Kanten abschließend mit einem Technikhandstück (K9, Fa. KaVo, Biberach, Deutschland) und einem Arkansastein arbiträr gebrochen.



Abbildung 11: Stumpf von lateral



Abbildung 12: Stumpf von frontal

3.1.6 Herstellung der Stumpfmodelle

Die präparierten Stümpfe wurden aus ihrer Verankerung im Aluminiumblock gelöst, in einer Akrylatdose positioniert um sie anschließend mit Adesil[®] (Fa. Siladent, München, Deutschland) zu doublieren. Nach 30 minütiger Abbindezeit sind die Stümpfe aus der Doubliermasse entfernt und umgehend in die Kochsalzlösung zurückgelegt worden.

Die so gewonnene Negativform wurde mit Neutrasil[®] (Fa. Siladent, München, Deutschland) entspannt und anschließend mit Superhartgips (Fujirock[®], G-C Dental Industrial Corp. Tokio, Japan) ausgegossen.

Nach dem Aushärten des Gipses wurde auf die Gipsstümpfe ein Distanzlack (Color spacer red, YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland) unter Aussparung des zervikalen Drittels aufgetragen (Abbildung 13 und 14).



Abbildung 13: Stumpf von lateral



Abbildung 14: Stumpf von frontal

3.1.7 Herstellung der Kronen

Um eine nahezu gleichmäßige Kronenstärke innerhalb der Messreihen zu erreichen, wurde vorab eine Referenzkrone aus Phantommetall NF (RES 252390003, Fa Degussa Dental, Hanau, Deutschland) hergestellt. Von dieser Referenzkrone wurde eine Abformung mit Impregum[®] (Fa. ESPE, Seefeld, Deutschland) angefertigt. Diese Abformung wurde mit Hilfe einer individuell hergestellten, zweigeteilten Metallkugel aus Phantommetall NF (RES 252390003, Fa Degussa Dental, Hanau, Deutschland) genommen.

Die so gewonnene Hohlform wurde exakt auf den Gipsstümpfen, mittels Führung durch die äußere Präparationsgrenze und Zentrierung durch eine Justiermarke, gesetzt. Anschließend ist flüssiges Inlaywachs (Thorwachs, Fa. Yeti, Engen, Deutschland) mit einer Kanüle in die Hohlform injiziert worden. Nach dem Erstarren der Wachsmodellation ist zuerst die Gussform und anschließend der Gusskanal entfernt worden. Zur weiteren Bearbeitung standen nun identische Wachsmodellationen zur Verfügung.

Die so genormten Wachsrestaurationen wurden in einer speziellen Muffel mit IPS Empress Spezialeinbettmasse[®] (Fa. Ivoclar, Ellwangen, Deutschland) eingebettet. Sie härteten für ca. 60 Minuten unter atmosphärischem Druck aus.

Währenddessen ist ein Ofen mit IPS Empress[®] Keramikrohlingen (Fa. Ivoclar, Ellwangen, Deutschland) und Aluminiumoxidkolben auf 800°C vorgewärmt und nach ca. 90 Minuten in den Empress-Pressofen EP-500 (Fa. Ivoclar, Ellwangen, Deutschland) in ein Reservoir gelegt worden. Dort wurde ihnen ein Aluminiumoxidpresskolben

aufgelegt und der Empressofen anschließend mit einer Aufheizrate von 60°K/Min auf 1050°C aufgeheizt. Nach einer Haltezeit von 20 Minuten erfolgte bei einem Druck von 5 bar der Pressvorgang, der nach 60 Minuten durch ein akustisches Signal beendet worden ist.

Nach dem Pressvorgang wurden die Keramikkrone mit spezial Edelkorund (250µm) ausgebettet und anschließend mit Glanzstrahlmittel (Glasperlen 50 µm) (Harnisch und Rieth, Winterbach, Deutschland) abgestrahlt sowie die Gusskegel entfernt.

Im Hinblick auf die Formgleichheit der Keramikrestorationen, wurde auf eine weitere Ausarbeitung und Politur verzichtet (Abbildung 15 und 16).

Die Kronen sind zuerst auf dem Gipsstumpf und anschließend auf den präparierten Zahn aufgesasst worden. Beim Aufpassen wurden die Kronen ohne Druck auf die Stümpfe gesetzt um einer Entstehung von Mikro- und Makrorissen zu vermeiden



Abbildung 15: Stumpf von lateral

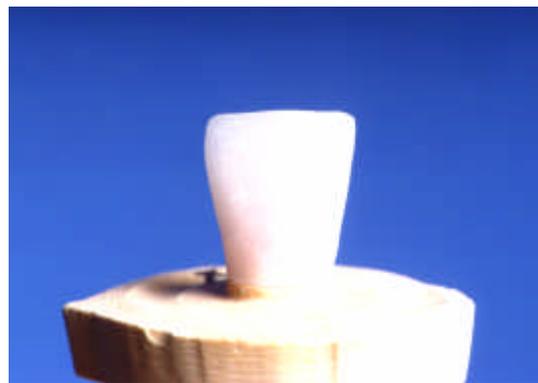


Abbildung 16: Stumpf von frontal

3.1.8 Befestigung der Proben

Zur Befestigung der Restauration wurde ein niedrigvisköses dualhärtendes Kompositzement-System verwendet (Variolink[®] II, Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland).

Die Stümpfe wurden für etwa 30 sec. mit 37%iger Orthophosphorsäure angeätzt und anschließend mit dem Dentinhaftvermittlungssystem Syntac[®] (Dreischritt-Mehrflaschen-System: Primer, Adhesive, Heliobond; Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland) vorbehandelt. Die einzelnen Dentiadhäsiv-Komponenten sind gemäss den Herstellerangaben aufgetragen worden. Auf ein starkes Verblasen der Komponenten

wurde verzichtet, um eine ausreichende Schichtdicke des Dentinadhäsivs zu behalten und um eine Sauerstoffinhibition zu vermeiden (Haller 1994). Die Kroneninnenseite wurde mit IPS Keramik Ätzel (Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland) für 60 Sec. durch Anätzen aufgeraut und anschließend gründlich mit Wasser abgespült. Auf die konditionierte Innenseite der Krone wurde ein haftvermittelndes Silan (Monobond S[®], Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland) aufgetragen. Zuletzt wurde die Kroneninnenseite mit Heliobond[®] (Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland) benetzt, um so einen Verbund zwischen der Keramikrestauration und Variolink II[®] zu erzeugen. Um die Passgenauigkeit nicht negativ zu beeinflussen, wurde generell auf die vorzeitige Aushärtung der Heliobond[®]-Schicht verzichtet. Die Komponenten des Befestigungskomposits wurden jetzt im Verhältnis 1:1 angemischt und blasenfrei mit einem Pinsel in die Krone eingebracht. Nach korrekter Platzierung der Restauration sind die Überschüsse des Befestigungskomposits mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt worden (Abbildung 17 und 18). Um eine ausreichende lichtinduzierte Aushärtung zu gewährleisten, wurden die Kronen über den Zeitraum von einer Minute in den Lichtofen (Dentacolor XS[®] Fa. Heraeus Kulzer und Co. KG, Wehrheim, Deutschland) gelegt. Die Proben lagerten bis zu der Bruchprüfung in physiologischer Kochsalzlösung



Abbildung 17: Stumpf von lateral



Abbildung 18: Stumpf von frontal

3.2 Ermittlung der überkritischen Druckfestigkeit

Zur Ermittlung der überkritischen Druckfestigkeit wurden die Proben nach dem von *Ludwig* 1991 angegebene Verfahren mit einer Kraft von 10 kN und einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/ Min bis zu ihrem Bruch in einer elektronisch gesteuerten hydraulischen Universalprüfmaschine (Z 010, Zwick, Ulm) belastet. Die Krafteinwirkung erfolgt in einem Winkel von 30° in oro-vestibulärer Richtung, um den Belastungsverhältnissen während der Mastikation gerecht zu werden (*Richter*1992), wobei die auf dem Hubtisch befestigte Krone gegen den feststehenden kugelförmigen Belastungsstempel mit einem Durchmesser von 0,5 mm gedrückt wurde (siehe *Abbildung 8*, Seite 30).

Um eine gleichmäßige Belastung zu gewährleisten wurde zwischen Krone und Kugel ein Klebestreifen (Tesafilm, Beiersdorf, D) befestigt (*Ban et al.* 1992).

Die ermittelten Festigkeitswerte wurden mit einer einfachen Varianzanalyse nach Kruskal-Wallis auf signifikante Unterschiede hin überprüft (*Sigma Stat.2.0*, SPSS, München, Deutschland).

4 Ergebnisse

4.1 Prüfprotokolle und Seriengraphiken

Die Durchführung der Belastungsprüfung ist als Echtzeitdiagramm aufgezeichnet worden. Die Belastung der Kronen wurde solange erhöht, bis es zu dem katastrophalen Bruch der Restauration kam, der durch einen senkrechten Abfall des Kraft/ Weg Graphen dargestellt ist.

Die Proben wurden hinsichtlich ihrer Stufenbreite geordnet und für jede Stufenbreite ein tabellarisches Prüfprotokoll (Tabelle 2) und eine Seriengraphik (Echtzeitdiagramm) erstellt. Sie stellt die Stauchung (in mm) der Proben bei einwirkender Kraft (in MPa) dar. Um eine Überlagerung der Testwerte einer Prüfreihe zu vermeiden, ist der Beginn der einzelnen Belastungsprüfungen um eine Einheit nach rechts auf der x-Achse dargestellt.

Tabelle 2: Messwerte der maximalen Bruchfestigkeit [in MPa]

Proben Nr.	Stufe 0,4 mm	Stufe 0,6 mm	Stufe 0,8 mm	Stufe 1,0 mm	Stufe 1,2 mm
1	602,98	245,64	256,64	135,34	308,14
2	351,05	483,69	456,32	184,29	190,69
3	1555,08	149,31	495,66	176,96	165,75
4	750,36	1481,18	324,77	50,26	187,4
5	279,32	303,58	194,44	268,14	475,15
6	1051,41	475,14	218,09	1045,69	334,81
7	612,75	740,94	371,18	222,85	605,73
8	1132,65	343,46	272,61	495,44	241,15
9	956,73	557,34	282,99	173,77	367,68
10	689,8	363,1	335,59	382,88	198,63
11	402,54	913,11	270,95	165,44	251,59
12	15,62	163,79	382,7	317,88	396,27

4.1.1 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,4 mm

Die Prüfkörper tragen die Chargennummer 1/ 04 bis 12/ 04.

Der Prüfkörper mit der Nummer 3/ 04 weist die höchste Bruchfestigkeit (1555,08 MPa) dieser Messreihe auf. Auch bei den Proben Nr.: 8/ 04 (1132,65 MPa), 6/ 04 (1051,41 MPa) und 9/ 04 mit 956,73 MPa konnte eine sehr hohe Bruchfestigkeit festgestellt werden. Hingegen liegen die Proben mit den Chargennummern 4/ 04 (750,36 MPa), 10/ 04 (689,80 MPa), 7/ 04 (612,75 MPa) und 1/ 04 (602,98 MPa) im mittleren Bereich der Bruchfestigkeit. Die Proben Nr. 11/ 04 (402,54 MPa), 2/ 04 (351,05 MPa) und 5/ 04 (279,32 MPa) zeigen eine geringere Bruchfestigkeit, die nur noch von Probe 12/ 04 mit 15,62 MPa weit unterboten wird (Abbildung 19).

Die statistische Auswertung der Messwerte ergibt einen arithmetischen Mittelwert von 700,02 MPa und eine Standardabweichung von 406,51 MPa. Der Variabilitätskoeffizient beträgt 58,07%.

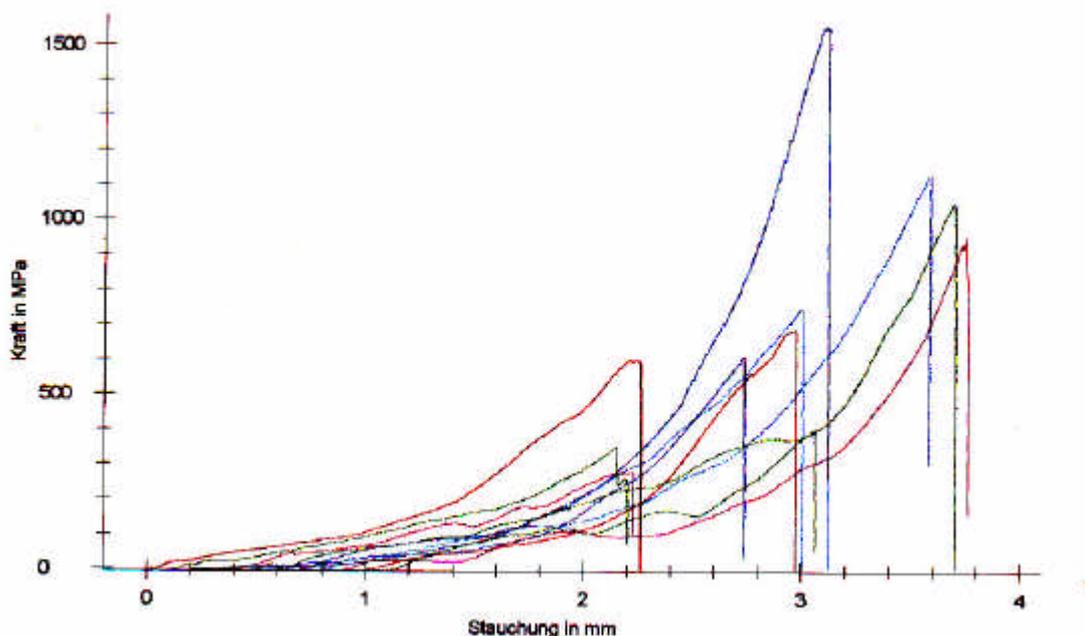


Abbildung 19: Kraft/ Stauchungsdiagramm von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,4 mm

4.1.2 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,6 mm

Die Prüfkörper dieser Messreihe haben die Chargennummer 1/ 06 bis 12/ 06.

Die Messwerte der Chargennummern 4/ 06 (1481,18 MPa), 11/ 06 (913,11MPa) und 7/ 06 (740 MPa) weisen höhere Druckfestigkeiten auf, als die anderen Proben.

Der Prüfkörper Nr. 9/ 06 liegt mit 557,34 MPa in der Nähe des arithmetischen Mittelwertes von 518,36 MPa.

In einem Intervall zwischen 500-300 MPa liegen die Proben Nr. 2/ 06 (483,69 MPa), 6/ 06 (475,14 MPa), 10/ 06 (363,10 MPa), 8/ 06 (343,46 MPa), und 5/ 06 (303,58 MPa).

Nur die Prüfkörper Nr. 1/ 06 (245,64 MPa), 12/ 06 (163,79 MPa) und 3/ 06 (149,31 MPa) weisen eine geringere Druckfestigkeit auf (Abbildung 20).

Die Variabilität der Messdaten zeigt eine Standardabweichung von 362,18 MPa mit einem Variabilitätskoeffizienten von 69,87%.

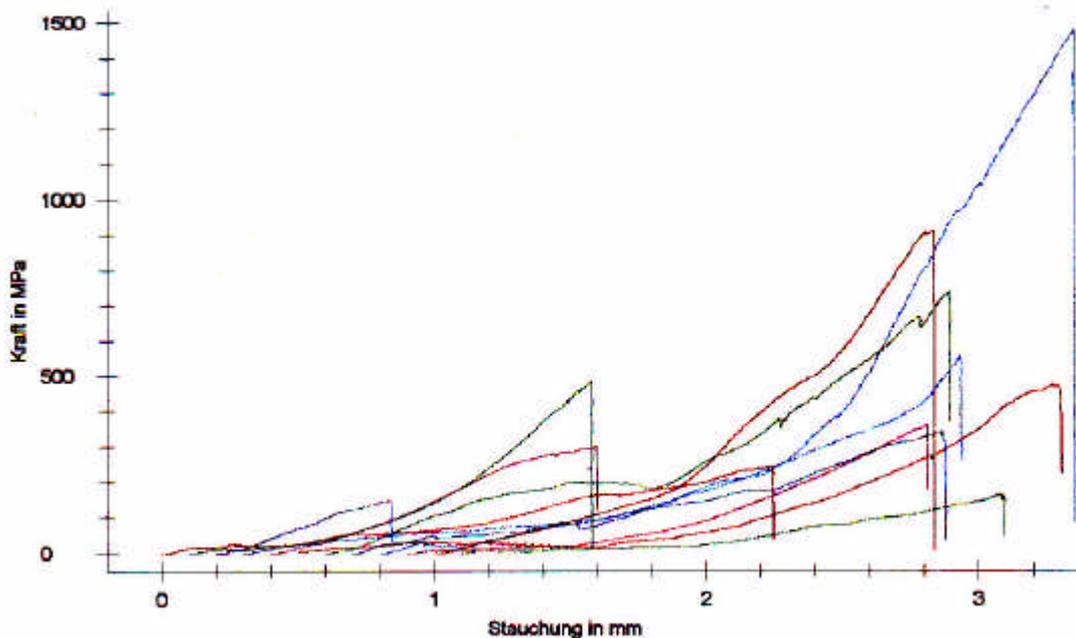


Abbildung 20: Kraft/ Stauchungsdiagramm von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,6 mm

4.1.3 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,8 mm

Die Prüfkörper tragen die Chargennummer 1/ 08 bis 12/ 08.

Bei den Proben Nr. 2/ 08 (456,32MPa) und 3/ 08 (495,66MPa) fallen die hohen Bruchfestigkeitswerte ins Auge. Um den Mittelwert von 321,83 MPa herum liegen die übrigen Proben : 12/ 08 (382,7 MPa), 7/ 08 (371,18 MPa), 10/ 08 (335,59 MPa), 4/ 08 (324,77 MPa), 9/ 08 (282,99 MPa), 8/ 08 (272,61 MPa), 11/ 08 (270,95 MPa), 1/ 08 (256,64 MPa), 6/ 08 (218,09 MPa) und 5/ 08 (194,44 MPa) (Abbildung 21).

Die Variabilität der Messdaten zeigt eine Standardabweichung von 87,75 MPa mit einem Variabilitätskoeffizienten von 27,27%.

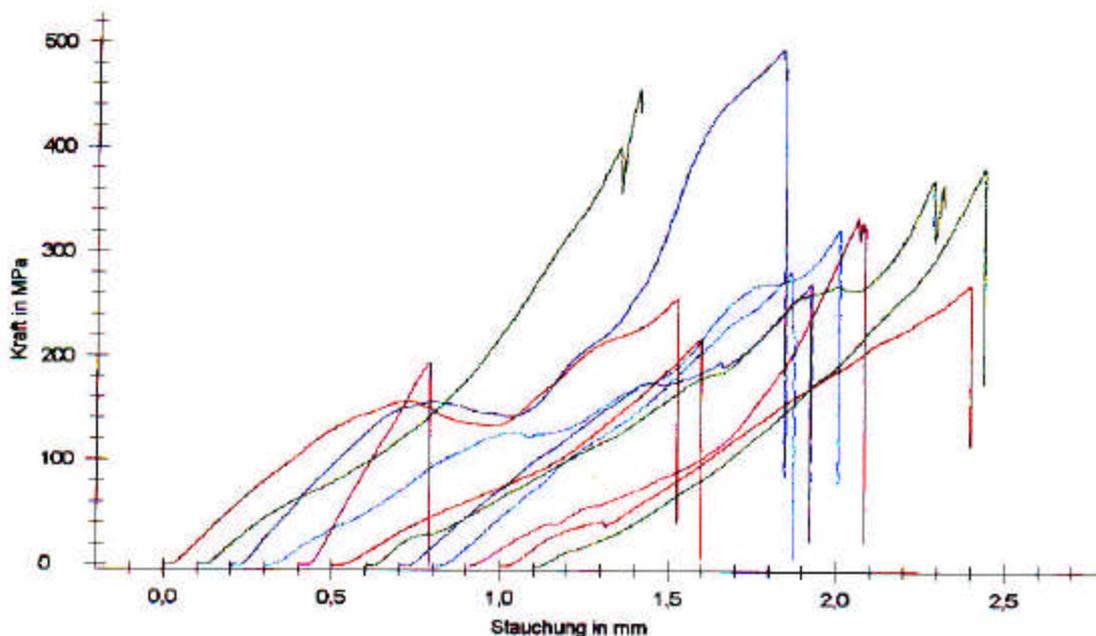


Abbildung 21 Kraft/ Stauchungsdiagramm von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 0,8 mm

Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 1,0 mm

Die Prüfkörper dieser Messreihe haben die Chargennummer 1/ 10 bis 12/ 10.

Die Messreihe weist relativ konstante Druckfestigkeitswerte auf: 10/ 10 (382,88 MPa), 12/ 10 (317,88 MPa), 5/ 10 (268,14 MPa), 7/ 10 (222,85 MPa), 2/ 10 (184,29 MPa), 3/ 10 (176,96 MPa), 9/ 10 (173,77 MPa), 11/ 10 (165,44 MPa) und 1/ 10 (135,34 MPa).

Lediglich die Chargennummern 6/ 10 (1045,69 MPa) und 8/ 10 (495,44 MPa) mit höheren, bzw. Nr. 4/ 10 (50,26 MPa) fallen mit niedrigerem Druckfestigkeitswert aus der Reihe (Abbildung 22).

Die statistische Auswertung der Messwerte ergibt einen arithmetischen Mittelwert von 301,58 MPa und eine Standardabweichung von 251,73 MPa. Der Variabilitätskoeffizient beträgt 87,47%.

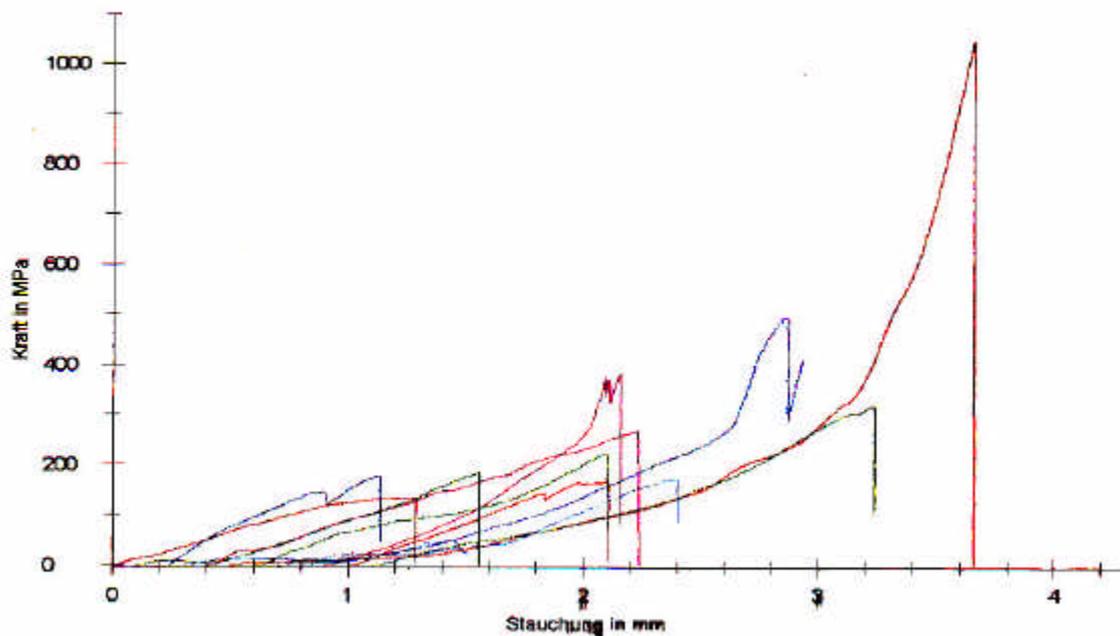


Abbildung 22 Kraft/ Stauchungsdiagramm von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 1,0 mm

4.1.4 Prüfprotokolle der Messreihe von IPS Empress-Kronen mit der Stufenbreite von 1,2 mm

Die Prüfkörper tragen die Chargennummer 1/ 12 bis 12/ 12.

Die Bruchfestigkeiten der Prüfkörper mit den Nummern: 11/ 12 (251,59 MPa), 8/ 12 (241,15 MPa), 10/ 12 (198,63 MPa), 2/ 12 (190,69 MPa), 4/ 12 (187,4 MPa) und 3/ 12 (165,75 MPa) liegen in einem Intervall zwischen 160-255 MPa, während die Prüfkörper mit den Chargennummern: 7/ 12 (605,73 MPa), 5/ 12 (475,15 MPa), 12/ 12 (396,27 MPa), 9/ 12 (367,68 MPa), 6/ 12 (334,81 MPa), und 1/ 12 (308,14 MPa) über 300 MPa liegen (Abbildung 23).

Die statistische Auswertung der Messwerte ergibt einen arithmetischen Mittelwert von 310,25 MPa und eine Standardabweichung von 128,05 MPa. Der Variabilitätskoeffizient beträgt 41,27%.

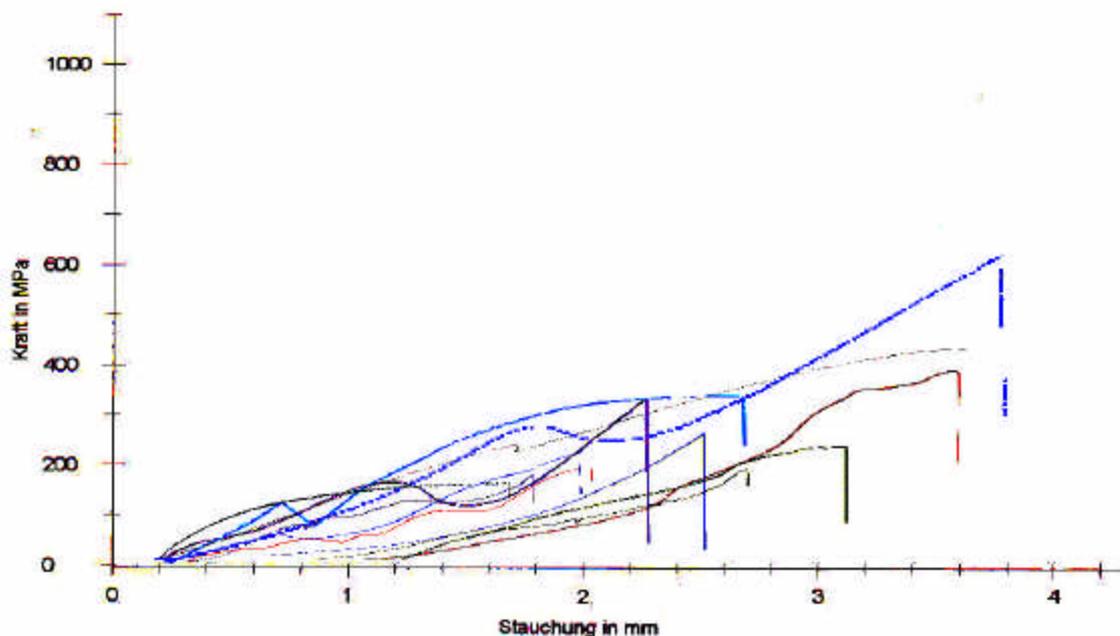


Abbildung 23 Kraft/ Stauchungsdiagramm von IPS Empress®-Kronen mit der Stufenbreite von 1,2 mm

4.2 Vergleich der ermittelten Bruchlastwerte

Die ermittelten Bruchlastwerte aller Proben sind graphisch in einem Boxplotdiagramm dargestellt (Abbildung 24). Es gibt die Bruchlast (in MPa) von IPS Empress[®]-Kronen in Abhängigkeit zur Stufenbreite (in mm) wieder.

Die Proben der Stufenbreiten von 0,4 mm und 0,6 mm wiesen im Mittel eine höhere Bruchlast auf (0,4 mm: 700,02 MPa; 0,6 mm: 518,36 MPa) als die Proben mit den breiteren Stufen (0,8 mm: 321,83 MPa; 1,2 mm: 310,25 MPa; 1,0 mm: 301,58 MPa), die jedoch eine wesentlich geringere Streuung besitzen.

Die statistische Auswertung zeigt mit $p > 0,5$ bei der Stufenbreite 0,4 mm einen signifikanten Unterschied zu den übrigen Proben, während die anderen Stufenbreiten keine signifikanten Unterschiede erkennen lassen.

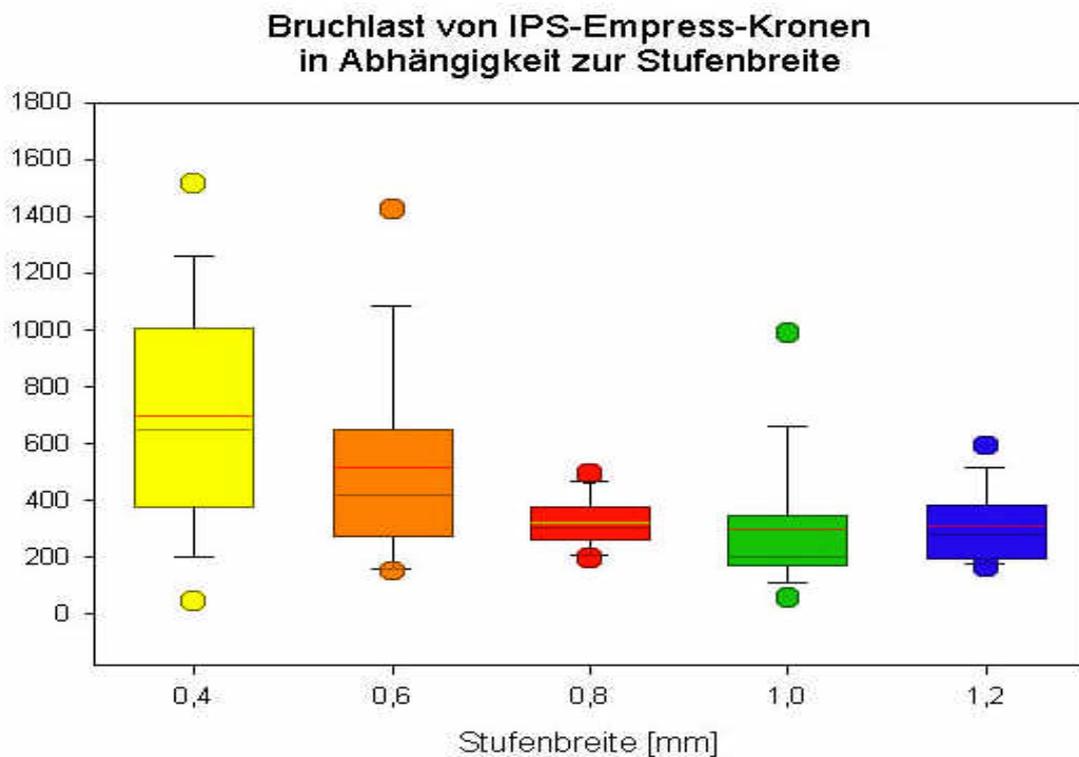


Abbildung 24: Boxplot der ermittelten Bruchlastwerte

4.3 Der Weibull-Plot

Die Proben mit der Stufenbreite von 0,8 mm besitzen mit $m=2,14$ den größten Weibullmodul und somit die höchste Materialsicherheit (Abbildung 25).

Die Stufenbreiten 1,0 mm ($m=0,79$) und 0,6 mm ($m=0,88$) zeigen die niedrigsten Weibull-Moduli, die von den Kronen mit 1,2 mm Stufenbreite ($m=1,41$) übertroffen wurden.

Auffällig bei den Proben der Stufenbreite 0,4 mm ist, dass sie obwohl die höchste Bruchfestigkeit mit 1555,08 MPa aufweisen als auch den kleinsten Weibullmodul mit $m=0,51$ besitzen.

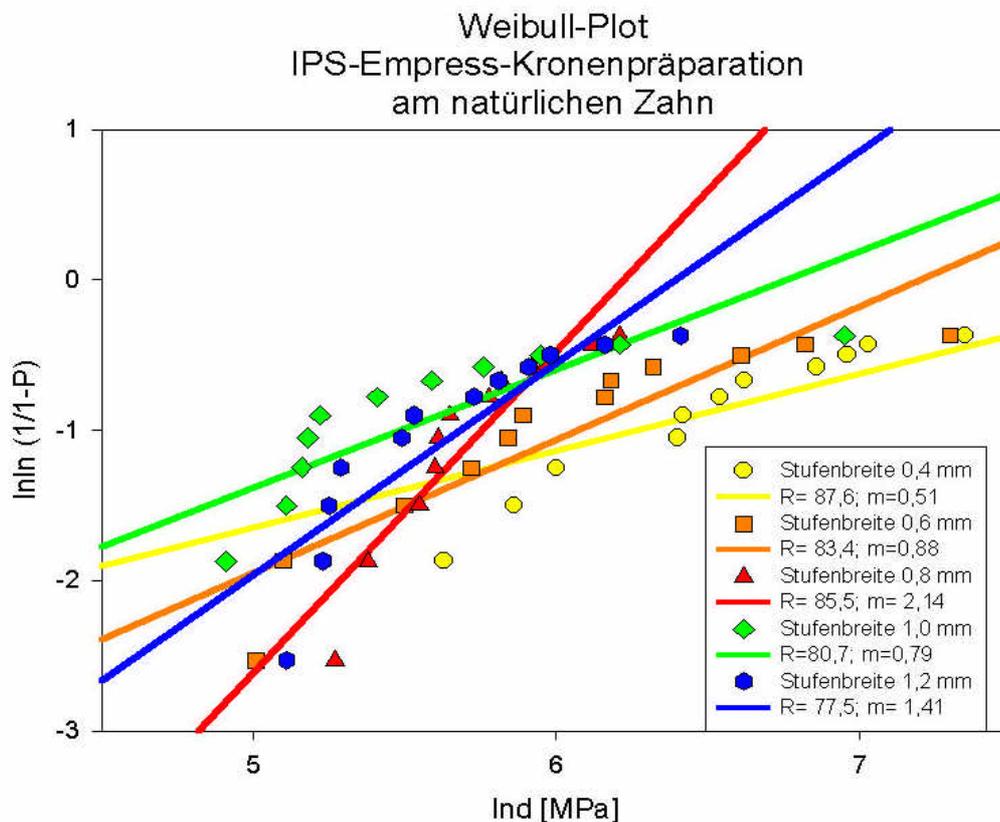


Abbildung 25: Weibull-Plot der untersuchten Stufenbreiten

5 Diskussion

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss der Präparationsstärke auf die überkritische Bruchfestigkeit von IPS Empress®-Kronen zu ermitteln.

Zur Ermittlung der Festigkeitseigenschaften von Werkstoffen werden in- vitro Belastungstests unter genormten Bedingungen durchgeführt. Diese nach DIN 13952 (Dreipunktbiegeversuch) oder DIN 51110 (Vierpunktbiegeversuch) durchgeführten Versuche besitzen einen werkstoffkundlichen Charakter und haben aufgrund der abweichenden Prüfkörpergeometrie eine geringe praxisrelevante Aussagekraft. Da in der Praxis hauptsächlich Vollkeramikronen im Frontzahnggebiet eingegliedert werden (Kappert 1996), sind bei dieser Studie die Prüfkörper in der Form eines mittleren oberen Incisivus gestaltet worden.

Neben der Stumpfform stellen die Stumpfabmessungen und die mechanischen Eigenschaften des Stumpfes ein weiteres Kriterium zur Festigkeitsbeeinflussung der vollkeramischen Restauration dar (Fenske et al. 1999; Meier et al. 1995). In der Untersuchung von *Scherrer* und *de Rijk* (1993) ist der Zusammenhang zwischen dem Elastizitätsmodul des Stumpfmaterials und der Bruchfestigkeit von vollkeramischen Kronen beschrieben worden. Die Autorengruppe kommt zu dem Ergebnis, dass die Festigkeit des präparierten Zahnstumpfes neben der Materialstärke des angefertigten Werkstückes einen entscheidenden Einfluss auf die überkritische Bruchlast hat. Aus diesem Grunde sind in der vorliegenden in- vitro Studie natürliche Zähne beschliffen worden, obwohl die Ergebnisse durch die individuelle Zahnstruktur, das unterschiedliche Alter und die damit verbundenen Lagerungszeiten zu einer Streuung der Ergebnisse führen kann (Pleimes 1994). Die ermittelten Festigkeitswerte liegen generell unter denen anderer Studien ähnlichen Aufbaus (Fenske et al. 1999, 2000b), was wahrscheinlich auf die Auswahl der Zähne (zu hohes Alter der Zähne, falsche und zu lange Lagerung) zurückzuführen ist.

Als Präparationsform für vollkeramischen Zahnersatz kann nach *Meier et al.* (1995) sowohl eine ausgeprägte Hohlkehl- als auch eine Stufenpräparation mit innen

abgerundeten Kanten geschliffen werden. Wie *Conod* (1937) und *Ludwig* (1991) fordert auch *Pröbster* (1996) eine Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante, die auch in der vorliegenden Untersuchung mit Stufenbreiten von 0,4 bis 1,2 mm Verwendung fand. Diese invasive Art der Präparation bringt die Gefahr der Pulpaschädigung mit sich, die von dem behandelnden Zahnarzt bedacht werden muss (*Jüde et al.* 1997) und die Indikation für vollkeramischen Zahnersatz z.B. im Unterkiefer Frontzahnbereich limitiert.

Die Präparationsgrenze sollte in jedem Fall kontinuierlich verlaufen, eine klare definierte Grenze besitzen, sowie abgerundete Innenwinkel und koronale Stumpfkanten besitzen, um einen Spannungsaufbau in diesen Bereichen zu verhindern bzw. zu reduzieren. Auf einen girlandenförmigen Verlauf der Präparationsgrenze sollte nach *Doyle et al.* (1990) verzichtet werden, da die Keilwirkung der schiefen Ebene die Bruchlast der vollkeramischen Restauration negativ beeinflussen könnte.

In der Literatur (*de Rijk et al.* 1996; *Meier et al.* 1995; *Wiskott et al.* 1996 und 1997) wird bei der Kronenpräparation ein Stumpfkonzernzwinkel von höchstens 10° gefordert um eine ausreichende Friktion der Restauration zu ermöglichen. Aufgrund der Schleifkörpergeometrie zur Präparation der Stümpfe liegt der Stumpfkonzernzwinkel in der vorliegenden Untersuchung bei 6°. Die Friktion bei vollkeramischen Restaurationen darf nicht mit der einer herkömmlichen Metallkrone verglichen werden. Sie wird bewusst geringer gestaltet, da sonst die Keramik dauerhaft unter eine rissinduzierende Zugspannung gesetzt wird (*Edelhoff et al.* 1999).

In dieser in- vitro Studie ist die leuzitverstärkte Keramik IPS Empress® verwendet worden. Durch ihr Herstellungsverfahren im lost-wax-Verfahren ist eine hinreichend genaue Reproduzierbarkeit der Proben möglich (*Bodeit* 1998; *Kappert* 1996) und somit eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse gestattet. Die Keramik ist nach Herstellerangaben verarbeitet worden, es ist aber im Hinblick auf die Formgleichheit und die Beeinflussung der maximalen Bruchfestigkeit durch eine Oberflächenbehandlung (*Hahn* 1995; *Sindel* 1998) auf eine weitere Ausarbeitung und auf die abschließenden Mal- und Glasurbrände verzichtet worden.

Die Festigkeitswerte von Empress® Kronen wurden durch Studien von *Geis-Gersdorfer et al.* (1992), *Ludwig et al.* (1994) und *Pröbster* (1992) für eine konventionelle Befestigung als zu gering eingestuft. *Ludwig et al.* (1994) beobachteten bei mit Zinkphosphatzement befestigten Restaurationen eine Verringerung der Bruchfestigkeit um 40%. Aufgrund ihrer Studie kamen *Edelhoff et al.* (2000) hingegen zu dem Ergebnis, Empress® Kronen gegebenenfalls konventionell einzugliedern, da das adhäsive Eingliederungsverfahren auf ungünstige Befestigungsbedingungen viel sensibler reagiert. Außerdem bemängelten sie neben der aufwendigen Technik die schwierige Entfernbareit der Kompositreste und die damit im engen Zusammenhang stehende Reizung des Gingivasaumes. Neben den Randverfärbungen, die wahrscheinlich auf die unzureichende Trockenlegung bei der Eingliederung zurückzuführen ist, wird auch die Pulpaverträglichkeit dieser Systeme als kritisch beurteilt.

Dennoch wurden die Kronen in der vorliegenden Studie adhäsiv mit einem dualhärtenden Zement eingegliedert, da durch den Versuchsaufbau optimale Bedingungen zur adhäsiven Befestigung vorlagen und die beschriebene stabilisierende Wirkung des adhäsiven Verbundes (Lopez et al. 1991; Morin et al. 1984; Sheth et al. 1988; Schäffer et al. 1989) ausgenutzt werden sollte. In wieweit der adhäsive Verbund einen festigkeitserhöhenden Effekt ausübt kann nicht beurteilt werden, da es keine Kontrollgruppe mit konventioneller Befestigung gab.

Obwohl es, wie im Milieu der Mundhöhle, durch Wassereinlagerungen zu einer Abnahme der Biegefestigkeit dentaler Keramiken kommt (Schwickerath 1985), wurden die Proben vom Zeitraumraum der Eingliederung bis zu ihrer Zerstörung in physiologischer Kochsalzlösung gelagert um ein Austrocknen der menschlichen Zähne zu vermeiden.

Eine Simulation weiterer oraler Einflüsse, wie Temperaturwechsel und zyklische Belastungen, die zu einem langsamen subkritischen Risswachstum (Lauer et al. 1996) und letztendlich zu einem Versagen der keramischen Restauration führen können (Bienik et al. 1994; Marx 1993), ist in dieser in- vitro Studie vernachlässigt worden.

Das Anliegen dieser in- vitro Studie war es die Bruchfestigkeit von IPS Empress® Kronen unter möglichst praxisnahen Bedingungen zu ermitteln. Deshalb erfolgte die Krafteinwirkung nicht wie bei den nach DIN 13952 (Dreipunktbiegeversuch) oder DIN

51110 (Vierpunktbiegeversuch) durchgeführten Versuchen axial, sondern in einem Winkel von 30° in oro-vestibulärer Richtung (Ludwig 1991). Diese Belastung entspricht der Aufbissrichtung während der Mastikation (Richter 1992) und bewirkt neben den lastinduzierten Scherkräften innerhalb der Restauration auch eine unterschiedlich starke Auslenkung des präparierten Zahnes.

Schon *Weibull* ging 1951 von der Tatsache aus, dass der größte Fehler in einem Werkstück festigkeitsbestimmend ist. Bei einer vollkeramischen Krone ist dies der größte individuell vorhandene Oberflächen- oder Volumenfehler, der ausschlaggebend für den Bruch und somit für das Versagen der Restauration ist (Hahn 1995). Bei einer alleinigen Charakterisierung der Keramik aufgrund ihrer Festigkeit bleibt die Streubreite der Messwerte vollkommen unberücksichtigt (Tinschert et al. 1996). Die Keramik mit dem höchsten Festigkeitsmittelwert wird durch dieses statistische Verfahren favorisiert. Eine relative Streuung der Messwerte wird zwar ebenfalls bei der Standardabweichung berücksichtigt, aber die für die Keramik typische Asymmetrie der Streuung wird ausschließlich von dem Weibull Modul m erfasst.

Die nach *Tinschert et al.* (1996) aufgestellte These, dass die statistische Festigkeit spröder Werkstoffe mit zunehmendem Volumen abnimmt, kann durch die vorliegenden Ergebnisse dieser Untersuchung nicht bestätigt werden, da die Proben der Stufenbreite 1,2 mm mit einem Weibull Modul von $m = 1,41$ die zweitgeringste Bruchwahrscheinlichkeit aufweisen. Von viel ausschlaggebenderer Bedeutsamkeit für die Bruchfestigkeit scheint vielmehr das Maß der Inhomogenitäten zu sein, dass sich mit zunehmenden Volumen vergrößert (Hahn et al. 1993; Lauer et al. 1996; Mc Lean 1984). Die höchste Materialsicherheit besitzen mit einem Weibull Modul von $m = 2,14$ die Proben mit der Stufenbreite 0,8 mm. Die Proben mit der Stufenbreiten 0,4 mm wiesen zwar mit 700,02 MPa eine höhere mittlere Bruchfestigkeit auf, ihre Zuverlässigkeit war aber mit $m = 0,51$ hingegen am geringsten. Die Prüfkörper der Stufenbreiten 0,6 mm, 1,0 mm und 1,2 mm wiesen bei geringeren Mittelwerten, 518,36 MPa, 301,58 MPa bzw. 310,25 MPa, mit $m = 0,88$, $m = 0,79$ und $m = 1,41$ eine verringerte klinische Materialsicherheit gegenüber den Proben der Stufenbreite von 0,8 mm auf.

Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass neben dem Volumen der Restauration auch das Volumen und somit die Festigkeit des präparierten Zahnstumpfes festigkeitsbeeinflussend wirkt. Diese Vermutung wird auch durch eine Studie von *Scherrer* und *De Rijk* (1993) gestützt. Der Erfolg einer keramischen Restauration ergibt sich somit aus dem Zusammenwirken vieler Faktoren und sollte nicht nur auf die Problematik der zirkulären Präparationsgeometrie reduziert werden, da sie wohl eher eine untergeordnete Rolle für den klinischen Langzeiterfolg spielt.

Eine minimalinvasivere Präparation für vollkeramischen Zahnersatz aus IPS Empress® ist nach den Ergebnissen aus der vorliegenden Studie durchaus in Erwägung zu ziehen. So besteht die Möglichkeit defektorientiert zu präparieren und somit einer Schädigung des Zahnes und der Pulpa so gering wie möglich zu halten.

Die Resultate dieser in- vitro Untersuchung müssen durch weitere klinische Langzeitstudien gestützt werden um eine verbindliche Aussage treffen zu können.

6 Zusammenfassung

Gegenstand dieser in- vitro Untersuchung war es unter möglichst kliniknahen Bedingungen den Einfluss der zervikalen Präparationsstärke auf die Anfangsfestigkeit von IPS Empress® Frontzahnkronen zu ermitteln.

Es sind je 12 extrahierte menschliche Zähne in die Form eines mittleren oberen Incisivus mit fünf unterschiedlichen Stufenbreiten (0,4 mm-1,2 mm) maschinell beschliffen worden. Auf diese Stümpfe wurden anschließend genormten IPS Empress® Kronen mit einem Dualzement (Variolink® II, Fa. Vivadent, Ellwangen, Deutschland) adhäsiv befestigt und in einer elektronisch gesteuerten hydraulischen Universalprüfmaschine (Z 010, Zwick, Ulm, Deutschland) in einem Winkel von 30° bis zu ihrem Bruch belastet.

Die statistische Auswertung mittels Weibull- und Varianzanalyse ergab keinen signifikanten Unterschied bei den Proben verschiedener Stufenbreiten. Somit kann die Notwendigkeit der in der Literatur geforderten Stufenbreite von 1,0 mm bis 1,2 mm für vollkeramische Kronen durch diese Untersuchung nicht bestätigt werden. Es besteht vielmehr die Möglichkeit einer schonenden defektorientierten Präparation.

Die klinische Relevanz dieses Ergebnisses muss noch durch klinische Langzeituntersuchungen bestätigt werden.

7 Verzeichnisse

7.1 Literaturverzeichnis

Adair, P.J., Grossmann, D.G.: Die gegossene keramische Krone. *Int J Par Rest Zahnheilk* 4, 33 (1984).

Anderson, M., Oden, A.: A new all-ceramic crown. *Acta Odontol Scand* 51, 59 (1993).

Anusavice, K.J., Hojjatje, B.: Effect of thermal tempering of strength and crack propagation behaviour of feldspathic porcelains. *J Dent Res* 70, 1009 – 1013 (1991).

Auschill, T.M., Arweiler, N.B., Brex, M., Reich, E., Scuean, A., Netuschill, L.: The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *Eur J Oral Sci* 110: 48-53 (2002).

Ban, S., Hasegawa, J., Anusavice, K.J.: Effect of loading conditions on biaxialflexure strenght of dental cements. *Dent Mater* 8, 100 (1992).

Beham, G.: IPS Empress: Eine neue Keramik-Technologie. *Zahnärztliche Welt* 100, 404 (1991).

Bienik, K.W.: Vollkeramische Kronenrestorationen aus Hi-Ceram– eine fünfjahres Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 614 (1992).

Bienik, K.W., Marx, R.: Die mechanische Belastbarkeit neuer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schw Moatsschr Zahnmed* 104, 284 – 289 (1994).

Bienik, K.W., Spiekermann, H.: Vollkeramische Kronen und Brücken. In: Hupfaut, L. (Hrsg.), Nolden R. (Hrsg.): Ästhetik in der Zahn-, Mund, Kieferheilkunde. Urban & Schwarzenberg (1995).

Binns, D.: Die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Dentalporzellans. In: McLean, J.W (Hrsg.) Dental-Keramik. Vorträge und Diskussionen anlässlich des 1. Internationalen Keramik-Symposiums. Quintessenz Verlags GmbH (1984).

Blunck, U., Haller, B.: Klassifikation von Bondingsystemen. Quintessenz 50, 1021-1033 (1999).

Bodeit, G.: Bruchmechanische Festigkeitsbestimmung von IPS Empress[®] Kronen in Abhängigkeit des Substanzabtrages und der Präparationsrandgestaltung. Med. Diss., TH Aachen (1998).

Borchard, R., Erpenstein, H., Kerschbaum, Th.: Landzeitverweildauer von galvanokeramischen und glaskeramischen (Dicor) Einzelkronen unter klinischen Bedingungen. DGZPW Leipzig (1998).

Brill, E.: Leitfaden der zahnärztlichen Keramik. Berlinische Verlagsanstalt, Berlin (1925).

Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials for enamel surfaces. J Dent Res 34, 849- 853 (1955).

Burke, F.J.T.: Maximising the fracture resistance of dentine- bonded all- ceramic crowns. J Dent 27: 169- 173 (1999).

Calamia, J.R.: High-strength porcelain bonded restorations: anterior and posterior. Quintessence Int. 20 717 (1989).

Cales, B., Stefani, Y., Lilley, E.: Long- term in vivo and in vitro aging of zirconia ceramic used in orthopaedy. J Biomed R 28: 619-624 (1994).

Chan, C., Weber, H.: Plaque retention on teeth restored with full – ceramic crowns. A comparative study. J Prosth Dent 56, 666 (1986).

Chang, J.C., Trong, M., Duong, J.H., Ladd, G.D.: Tensile bond strength of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. J Prosthet Dent 79, 503 (1998).

Christel, P., Meunier, A., Herrler, 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 (1989).

Claus, H.: Entwicklung der Metallkeramik. Zahnärztl Welt 89, 36 (1980a).

Claus, H.: Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dent-Lab 28, 1743 (1980b).

Claus, H.: Die strukturellen Grundlagen von dentalen Porzellanen. Dental Labor 10. Verlag Neuer Merkur GmbH, München (1980c).

Claus, H.: Bindungsmechanismus der Metallkeramik, Gefügeuntersuchungen an metallkeramischen Systemen. Dent Lab 31, 597 (1983).

Chrispin, B.J.: Schrittweise Rehabilitation unter Verwendung herkömmlicher und innovativer restaurativer Techniken: Ein Fallbericht. Quintessenz 48, 1057- 1069 (1997).

Conod, H.: Etude sur la statique de la coronne jaquette. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 47, 485 – 529 (1937).

- Dalloca, L.L., Brambilla, R.: Indirect ceramic system for posterior esthetics. *J Esthet Dent* 9: 119- 123 (1997).
- De Rijk, W.G., Scherrer, S.S.: Stresses in a ceramic plate on substrates with different elastic moduli, an FES analysis. *J Dent Res* 75, 249, Abst 1851 (1996).
- Demke, R.S., Marlinski, R.J.: Etched porcelain resin bonded crowns for improved esthetics. *Compend Contin Educ Dent* 9, 732 (1988).
- Derand T.: Stress analysis of cemented or resin- bonded loaded porcelain inlays. *Dent Mater* 7: 21- 24 (1991).
- Diehl, J., Setz, J.: Vollkeramiksysteme im Vergleich. *Dent Labor* 36, 445 (1988).
- Dietschi, D., Magne, P., Holz, J.: Bonded to tooth ceramic restorations: in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 97, 1237 (1987).
- DIN 13925: Dentalkeramische Massen: Anforderungen, Prüfung. Beuth, Berlin (1985).
- DIN 51110 (Teil1): Prüfung von keramischen Hochleistungswerkstoffen, Vierpunktbiegeversuch bei Raumtemperatur. Beuth, Berlin (1990).
- Doyle, G., Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Moore, B.K.: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor[®] crowns, part 2, *Int J Prosthodont* 3, 241 (1990).
- Edelhoff, D., Spiekermann, H., Rübber, a., Yldirim, M.: Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik. *Quintessenz* 50, 2, 177-189 (1999).

Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 6.Auflage
Hüthig Verlag, Heidelberg, 326-372 (1996).

Erdmann, J.: Zur Verweildauer von Kunststoffmantelkronen. Med Diss Köln (1994).

Erpenstein, H.: Behandlungsplanung unter besonderer Berücksichtigung der
Parodontaltherapie. Dtsch Zahnärztl Z 52, 395 (1997).

Erpenstein, H., Kerschbaum Th.: Frakturnrate von Dicor- Kronen unter klinischen
Bedingungen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 124 (1991).

Erpenstein, H., Kerschbaum Th.: Frakturanfälligkeit von glas- und
galvanokeramischen Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 668 (1995).

Evans, A.G.: Perspective on the Development of High Toughness Ceramics. J Am
Ceram Soc 73, 2, 187-206 (1990).

Fenske, C., Jarren, M.P., Sadat-Khonsari, M.R., Jüde, H.D.: In-vitro Untersuchung
zur Bruchfestigkeit von IPS Empress - Kronen in Abhängigkeit von der
Stufenbreite. Dtsch Zahnärztl Z 54, 732-734 (1999).

Fenske, C., Sadat-Khonsari, M.R., Münz, N., Schildbach, O., Jüde, H.D.: In- vitro
Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram -Kronen in Abhängigkeit von der
Stufenbreite. ZWR 5, 109. Jahrg., 223-226 (2000a).

Fenske, C., Sadat-Khonsari, M.R., Shahin, R.Z., Jüde, H.D.: In-vitro Untersuchung
zur Präparationsform von IPS Empress – Kronen. ZWR 9, 109. Jahrg., 1-4
(2000b).

Fradeani, M., Barducci, G.: Versatility of IPS Empress Restorations. Part II:
Veneers, Inlays and Onlays. J Esthet Dent 8: 170-176 (1996).

Fradeani, M., Aquilano, A.: Clinical experience with Empress crowns. Int J Prosthodont 10, 241 (1997).

Friedl, K.H., Schmalz, G., Hiller, K.A., Märkl, A.: Marginal adaption of class V restorations with and without „softstart polymerisation“. Oper Dent 25, 26-32 (2000).

Frieman, S.: Introduction to ceramics and glasses. In: ASM Engineering Materials Handbook, Vol 4: Ceramic and Glasses. Philadelphia: ASM International, 1991: 1-40.

Friese, S.D., Bischoff, H.: Adhäsive Befestigung einer vollkeramische Krone-
Klinisches Vorgehen am Beispiel IPS-Empress® (2). Quintess Z 45, 1525-1543 (1994).

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 (1993).

Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P.: Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS Empress in In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 47, 618 (1992).

Graber, G., Besimo C.: Das DCS-hochleistungskeramiksystem. Ein neuer Weg zur computerunterstützten Herstellung von metallfreien Zirkonoxid Kronen und Brücken. Quintess Zahntechn 20, 57 (1994).

Grey, N.J., Piddock, V., Wilson, M.A.: In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent 21, 47 (1993).

Grossmann, D.G.: Verarbeitung von Dentalkeramik mittels Gussverfahren. Zahnärztl Welt 94, 684 (1985).

Hahn, R., Löst, C.: Sonoerosive Fertigung keramischer Zahnrestorationen. Dtsch Zahnärztl Z 47, 734- 739 (1992a).

Hahn, R., Weiger, R., Netuschil, L., Bruch, M.: Microbial accumulation and vitality on different restoration materials. J Dent Res 71, 599 (Abstr 669) (1992b).

Hahn, R., Löst, C.: Festigkeitsbestimmung sprödharter Restauraionswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993).

Hahn, R., Wolf, M.: Kennzeichnende Eigenschaften keramischer Restauraionswerkstoffe und deren Auswirkung auf die klinische Anwendung. Teil 2: Hochleistungskeramik und sonoerosive Fertigungstechnik. Dent Lab 42, 169 (1994a).

Hahn, R., Wolf, M.: Fraktographische Bruchflächenanalyse laminiertes vollkeramischer Frontzahnkronen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 316-320 (1994b).

Hahn, R.: Klinische Möglichkeiten und werkstoffspezifische Grenzen vollkeramischer Restauraionen. In: Ketterl; W. (Hrsg.): Deutscher Zahnärztekalendar 1995. Hanser Verlag München, 23-42 (1995).

Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49, 750 (1994).

Hegenbarth, E.: Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität. Dent Lab 43, 797 (1995).

Hennies, H.: Vita Hi-Ceram. Ein Fortschritt in der Entwicklung der Keramikmassen. Quintessenz 39, 1185 (1988).

Hessel, J.: Belastbarkeitsmessungen bei Prämolaren und Molaren in Abhängigkeit von Wurzelform und Einbettiefe. Med Diss., Köln 1976.

Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52, 572 (1997a)

Hickel, R., Kunzelmann K.H.: Keramikinlays und Veneers. Hanser, München - Wien (1997b).

Hölsch, W., Kappert, H.F.: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front – und Seitenzahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 47, 9 621-623 (1992).

Hohmann, W.: Dentalkeramik auf der Basis hydrothermaler Gläser. Quintessenz Verlags GmbH, Berlin (1993).

ISO 6872: Dental ceramic. International organisation of standardization (1984).

Jahn, L.: Einzelkronen aus In-Ceram und Metallkeramik (Golden-Gate-System) – vergleichende in-vitro Studie zur Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit. Med Diss Göttingen (1996).

Jasper , A.: Vergleichende in-vitro Studie zur Bruchfestigkeit von In-Ceram – Kronen in Abhängigkeit von der marginalen Präparationsform und dem Herstellungsverfahren. Med. Diss Göttingen (1997).

Jüde, H.D., Kühl, W., Rossbach, A.: Einführung in die zahnärztliche Prothetik, 5. Auflage S.44 ff.. Deutscher Ärzteverlag Köln (1997).

Kappert H.F, Knode, H.: In-Ceram auf dem Prüfstand. Quintessenz Zahntech 16, 980-1002 (1990).

Kappert H.F.: Vollkeramik. Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (1996).

Kappert H.F.: Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In Curriculum Prothetik Band II S.631-660. Quintessenz Verlag (1999).

Kappert, H.F.: Dentalkeramik. In: Voss, R., Meiners, H. (Hrsg.): Fortschritte in der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Hanser, München 1989.

Kaquelar, J.C., Weiss, M.B.: Plaque accumulation on dental restorative materials. I A D R Abstract No. 615 (1970).

Kelly, J.R.: Clinical relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 81: 652-61 (1999).

Kerschbaum, T.: Kronen und Brücken – Langzeitergebnisse und Konsequenzen. In: Koeck, B. (Hrsg.) Kronen und Brückenprothetik. (PdZ, Band 5) Urban & Fischer (1999).

Körper, K.H.: Mantelkronen. In: Zahnärztliche Prothetik Band II. Thieme, Stuttgart (1975).

Körper, K.H., Ludwig, K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Lab 31, 55 (1983).

Kratzenstein, B., Sauer, K.H., Weber, H.: In-vivo Korrosionsuntersuchungen gegossener Restaurationen und deren Wechselwirkungen mit der Mundhöhle. Dtsch Zahnärztl Z 43, 343-348 (1988).

Küpper, H.: In-Ceram: Ein innovativer Werkstoff für ästhetische Kronen- und Brückenversorgung. Teil I. ZMK Heilkunde 19, 5 (1990).

Küpper, H., Bieniek, K.W.: Klinische Anwendung einer Präparationstechnik für das Hi-Ceram Verfahren. Dtsch. Zahnärztl Z 43, 1116 (1988).

Lässig, H.E., Müller-Köln, R.A.: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. DuMont, Köln (1983).

Lauer, H.-Ch., Ottl, P., Weigl P.: Kronen und Brücken aus Vollkeramik. In: Heidemann, D.: (Hrsg.): Deutscher Zahnärztekalendar 1996. Hanser Verlag München 117-141 (1996).

Löe, H., Theilade, E., Jensen, S.B.: Experimental Gingivitis in Man J Periodont 36: 177 (1965).

Ludwig, K: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen. Dent Lab 5, 647-651 (1991).

Ludwig, K., Joseph, K.: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten. Quintessenz Zahntech 20, 247 (1994).

Lundeen, T.F., Sturdevant, J.R., Sluder, T.B.: Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Sturdevant, C.H., Roberson, T.M., Heyman, H.O., Sturdevant, J.R. (Hrsg.): The art and science of operative dentistry, 3rd ed. Mosby, St. Louis (1995).

Lopez, L.M.P., Leitao, J.G.M., Douglas, W.H.: Effect of a new resin inlay/ onlay restorative material on cuspal reinforcement. Quintessence Int 22: 641-645 (1991).

Lüthy, H., Risito, C., Loeffe, O., Schärer, P.: Chemical solubility and biaxial strength of new low fusing ceramics. J Dent Res 74 (Special issue): 489 (1995).

Lüthy, H., Pietroborn, N., Sisera, M., Wohlwend, A., Loeffel, O.: White esthetics. Schweiz Monatsschr Zahnmed 106, 897 (1996).

- Maier, H.R.: Leitfaden Technischer Keramik, Werkstoffkunde II, Keramik. Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, Aachen (1991).
- Malament, K.A., Grossmann, D.G.: Bonded vs. non-bonded Dicor crowns: Four years report. J Dent Res 71, 321 Abstr No : 1720 (1992).
- Malament, K.A., Socransky, S.S.: Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender and age. J Prosthet Dent 81: 23-32 (1999).
- Marx, R., Maas, M., Vogelsang, P.: Bruchzähigkeit und Hydrolysebeständigkeit keramischer Massen für die Titanverblendung. Dtsch Zahnärztl Z 47: 516-521 (1992).
- Marx, R. : Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229 (1993).
- Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Neu bearb. Aufl DÄV/ Hansa. (2001).
- Mc Laren, E.A., White, S.N.: Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. J Prosthet Dent 83: 216.22 (2000).
- Mc Lean, J.W.: The science and art of dental ceramics. Vol. I: The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence, Chicago (1979).
- McLean, J.W.: The future of dental porcelain. In: Dental Ceramics: Proceeding of the first International Symposium on Ceramics. Chicago: Quintessence (1983).
- McLean, J.W., Hughes, T.H.: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 119:251 (1965).

- Meier, M., Richter E.-J., Küpper, H., Spiekermann, H.: Klinische Befunde bei Kronen aus Dicor- Glaskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 47, 610 (1992).
- Meier, M., Fischer, H., Richter E.-J., Maier, H.-R., Spiekermann, H.: Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 295 (1995).
- Meyenberg, K.H., Imoberdorf, M.J.: The aesthetic challenges of single tooth replacement: a comparison of treatment alternatives. Pract Periodont Aesthet Dent 9: 727- 735 (1997).
- Morelli, G.: Über Kaudruck. Wien Vjschr Zahnheilk 36, 240 (1928).
- Morin, D., Douglas, D.H., Cross, M., DeLong R.: Cusp reinforcement by the acid-etch technique. J Dent Res 63: 1075-1078 (1984).
- Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E.: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mat Res 16, 265-273 (1982).
- Oden, A., Anderson, M., Krystek-Ondracek, I., Magnusson, D.: Five-year clinical evaluation of Procera All-Ceram crowns. J Prosthet Dent 80, 450-6 (1998).
- Paul, S.J., Pliska, P., Pietrobon, N., Schärer, P.: Light transmission of composite luting resins. Int J Periodont Rest Dent (1995).
- Paul, S.J., Schärer, P.: Scherfestigkeit von Dentinhaftvermittlern unter interpulpärem Druck und Temperaturwechsel. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 709-714 (1993).
- Paul, S.J., Schärer, P.: Dentinhaftung ausgewählter adhäsiver Zementsysteme. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 151-155 (1994).

Perdigao, J., Lambrechts, P., Van Meerbeeck, B., Braem, M., Vanherle, G.: Ultramorphological interactions between tooth structure and modern dentin adhesives systems. *Trans Acad Dent Mater* 9, 130-150 (1996).

Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S.: In vitro marginal adaption of alumina porcelain crowns. *J Prosthet Dent* 72, 585 (1994).

Phillips, R.W.: *Science of dental materials*. 8th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co, p.510, 1982.

Pospiech, P., Rammelsberg, P., Rosenboom, C., Gernet, W.: Der Einfluss des Befestigungssystems auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 106, 368 (1996).

Profitt, E.R., Field, H.W., Nixon, L.W.: Occlusal forces in normal and longface adults. *J Dent Res* 62, 566 (1983).

Pröbster, L.: Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 5, 409 (1992).

Pröbster, L.: Survival Rate of In-Ceram Restorations. *Int J Prosthodont* 6, 259 (1993).

Pröbster, L., Diehl, J.: Klinik und Technik des keramischen Kronen und Brückensystems In-Ceram[®]. *Quintessenz* 41, 613 (1990).

Pröbster, L., Weber H., Diehl, J., Weigel, E.: Erste klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit dem vollkeramischen Kronen- und Brückensystem In-Ceram. *ZWR* 99, 816 (1990).

Pröbster, L.: klinische Erfahrungen mit vollkeramischem Zahnersatz – Ein Rückblick. In: Kappert H.F.: Vollkeramik. Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (1996).

Reuling, N., Siebert, G.K.: Keramische Werkstoffe-Entwicklungsstand und Bedeutung in der restaurativen Zahnheilkunde. ZWR 12, 1139-1146 (1987).

Richter, H.: Unterkritische Rissausbildung in keramischen Werkstoffen. Ber Dt Keram Ges 54 Nr. 12 (1977).

Richter, E.-J., Augthun, M.: Dicor- Glaskeramikkronen- Ergebnisse nach 36 monatiger klinischer Anwendung. Dtsch Zahnärztl Z 44, 785 (1989).

Richter, E.-J.: Die Verblendbrücke zwischen Zahn und Implantat: Die Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. Med. Habil., Aachen (1992).

Richter E.J., Hertel, R.C.: Erste klinische Erfahrung mit der Dicor[®]-Glaskeramik-Krone. Quintessenz 38, 1661 (1987).

Riedling, W., Kappert, H.F., Woerner, W.: Der Einfluss der Präparationsform auf die Druckbelastbarkeit kronenartiger Glaskeramik-Prüfkörper. Dtsch Zahnärztl Z 44, 62 (1986).

Rinke, S., Hüls, A., Jahn, L.: Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all ceramic crowns. Int J Prosthodont 8, 303 (1992).

Risito, C., Lüthy, H., Loeffe, O., Schärer, P.: Chemische Löslichkeit und Festigkeit von niedrigschmelzenden Porzellanen. Schweizer Monatsschr Zahnmed 105: 611-616 (1995).

- Roulet, J.-F.: Konservierende Zahnheilkunde versus Prothetik. In: Fischer, J.: Ästhetik und Prothetik- Eine interdisziplinäre Standortbestimmung. Quintessenz, Berlin S. 111 (1995).
- Rutten, L. und P.: Die anwendungstechnischen Aspekte des Dicor[®]-Plus Systems. Dent Lab 41, 1609 (1993).
- Sadoun, M.: All ceramic bridges with the slip cast technique. 7 th international symposium of ceramics. Paris 1988.
- Scotti, R., Catapano, S., D'Elia, A.: A clinical evaluation of In-Ceram[®] crowns. Int J Prosthodont 8, 320 (1995)
- Schäfer, R., Kappert, H.F.: Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 48: 625- 628 (1993).
- Scherrer, S.S., De Rijk, W.G.: The fracture resistance of all- ceramic crowns on supporting structures with different moduli. Int J Prosthodont 6, 462 (1993).
- Schmalz, G., Federlin, M., Geurtsen, W.: Sind Keramik-Inlays und-Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 49: 187-208 (1994).
- Schmitz, Kh.: Dental-Keramik. In: Eichner, K. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Hüthig – Heidelberg (1985).
- Scholz, H.: Glas. Natur, Struktur und Eigenschaften. Springer- Verlag, Berlin, 190 (1988).
- Schwickerath, H.: Dauerfestigkeit von Metallkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 439, 143 (1984).

Schwickerath, H.: Das Festigkeitsverhalten von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 40, 273-275 (1985).

Schwickerath, H.: Werkstoffkundliche Bewertung keramischer Kronen. Zahnärztl. Mit. 77, 2422 (1987a).

Schwickerath, H., Coca, I.: Einzelkronen aus Glaskeramik. Phillip J 6, 336 (1987b).

Schwickerath, H.: Werkstoffprüfung von Dentalsystemen. In: Kappert, H.F.: Vollkeramik. Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (1996).

Setz, J., Schwickerath, H.: Werkstoffkundliche Aspekte. In: Koeck, B. (Hrsg.) Kronen und Brückenprothetik. (PdZ Band 5) Urban & Fischer (1999).

Setz, J., Geis – Gerstorfer, J. Weber, H.: Die Oberfläche und Farbschichtdicke von bemalten glaskeramischen Kronen (Dicor[®]). Quintessenz 38, 111 (1987).

Sheth, J.J., Fuller, J.L., Jensen, M.E.: Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. J Prosthet Dent 60: 540- 569 (1988).

Sieber, C.: Im Lichte der Natur. Quintessenz Zahntech 17, 1301 (1991).

Simon, M.: Präprothetische Rekonstruktionen mit Zirkonoxid-Wurzelstiften. Phillip J 14, 95 (1997).

Sindel, J.: Randzonenbeschädigung von CAD/CAM bearbeiteten Dentalkeramiken. Ing. Diss. Erlangen (1998).

Sjögren, G., Lantto, R., Tillberg, A.: Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor[®]) in general practice. J Prosthet Dent 81: 277-84 (1999a).

Sjögren, G., Lantto, R., Grandberg, Å., Sundström B.O., Tillberg, A.: Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress[®]) in general practice: a retrospective study. Int J Prosthodont 12 : 122-8 (1999b).

Soom, U.: Glaskeramik. Schweizer Monatsschr Zahnmed 97, 1409 (1987).

Sorensen, J.A., Torres, T.J., Kang, S.K., Avera, S.P.: Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs. J Dent Res 69, 279 (abstr. 1365) (1990).

Spur, G.: Keramikbearbeitung. Hanser, München (1989).

Stappert, C.F.J.: Die vollkeramische Restauration traumatisch bedingter Frontzahndefekte. Schweizer Monatsschr Zahnmed Vol. 111: 10 (2001).

Strub, J.R.: Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 47: 566-571 (1992).

Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L.M., Wozniak, W.T.: A comparison of the marginal fit of In-Ceram[®], IPS Empress[®], and Procera[®] crowns. Int J Prosthodont 10, 478 (1997).

Swartz, M.L., Phillips, R.W. : Comparison of bacterial accumulations on rough and smooth enamel surfaces. J Periodont 28: 304 (1957).

Tinschert, J., Dicks, Ch. , Färber, H., Marx.R.: Bruchwahrscheinlichkeit von verschiedenen Materialien für vollkeramische Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 51,7 (1996).

Touati, B., Miara, P., Nathanson, D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration. Kap.10: Vollkeramikronen. Urban&Fischer Verlag München, Jena (2001).

Üctasil, S., Wilson, H.J.: Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 23, 17-174 (1996).

Van der Zel, J.: Werkstoffkundliche Aspekte Porzellan- Inlay/ Onlay-Technik. *Dent Labor* 36, 865 (1988).

Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G.: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26, 1-20 (1998).

Wagner, W.C., Chu, T.M.: Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three dental core ceramics. *J Prosth Dent* 76, 140 (1994).

Wang, F., Tooley, F.V.: Influence of reaction products on reaction between water and sodalime-silicia glass. *J Amer Ceram Soc* 41: 521-524 (1958). Ref Cited in: *Chemical Abstracts* 53: 3625e (1959).

Weibull, W.: A statistical Distribution Function of Wide Applicability. *J Appl Mech* 18, 293-297 (1951).

Wichmann, M.: Kronenersatz. In: *Kronen und Brückenprothetik*. Hrsg.: B. Koeck. Urban & Fischer Verlag München (1999).

Wild, W.: *Funktionelle Prothetik*. Schwabe, Basel (1950).

Wiskott, H.W.A., Nicholls, J.I., Belser, U.C.: The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont* 9, 117 (1996).

Wiskott, H.W.A., Nicholls, J.I., Belser, U.C.: The effect on tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont* 10, 207 (1997).

Wohlwend, A., Schärer, P.: Die Empress-Technik: Ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten. Quintess Z 16, 966-978 (1990).

Wohlwend, A., Studer, S., Schärer, P.: Das Zirkondioxidabudment– ein neues vollkeramisches Konzept zur Verbesserung der Suprastrukturen in der Implantologie. Quintess Zahntech 22, 364 (1996).

Yamamoto, M.: Metallkeramik. Quintessenz, Berlin- Chicago- London- Sao Paolo- Tokio 1986.

Yen, W.Y., Blackman, R.B., Baez R.J.: Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. J Prosth Dent 70, 224-233 (1993).

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Setz J., Schwickerath, H.: Werstoffkundliche Aspekte. In: Koeck, B. (Hrsg.) Kronen und Brückenprothetik. (PdZ Band 5) Urban & Fischer (1999).

Abbildung 2: Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV- Hanser (2001).

Abbildung 3: Setz J., Schwickerath, H.: Werstoffkundliche Aspekte. In: Koeck, B. (Hrsg.) Kronen und Brückenprothetik. (PdZ Band 5) Urban & Fischer (1999).

Abbildung 4: Touati, B., Miara, P., Nathanson, D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration. Kap.10: Vollkeramikronen. Urban&Fischer Verlag München, Jena (2001).

Abbildung5: Touati, B., Miara, P., Nathanson, D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration. Kap.10: Vollkeramikronen. Urban&Fischer Verlag München, Jena (2001).

Abbildung 6: Hahn, R., Löst, C.: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993).

Abbildung 7: Hahn, R., Löst, C.: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993).

Tabelle 1: Touati, B., Miara, P., Nathanson, D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration. Kap.2.: Entwicklung und Mechanismen der Adhäsivtechnik. Urban&Fischer Verlag München, Jena (2001).

8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich für die entgegengebrachte Unterstützung bei allen bedanken, die durch ihr Mitwirken diese Arbeit ermöglicht haben:

Herrn Priv. Doz. Dr. C. Fenske, Oberarzt der Abteilung der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an dem Universitätskrankenhaus Hamburg- Eppendorf, für die Überlassung dieses interessanten Themas, die wissenschaftliche Betreuung, die tatkräftige Unterstützung bei der Versuchsdurchführung, sowie der Statistikerstellung.

Frau Dipl. phot. D. Claußen, Abteilung der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an dem Universitätskrankenhaus Hamburg- Eppendorf, für die Anfertigung und Bearbeitung der Abbildungen.

Herrn Priv. Doz. Dr. Lück der Firma DMG Hamburg für die praktische Durchführung der Bruchlastuntersuchungen.

9 Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, den 19.12.2002

10 Lebenslauf

Name: Arne Scholz
Geburtsdatum: 30.06.1971
Geburtsort: Detmold
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig
Eltern: Dagmar Scholz
Heinz Adolf Frithjof Scholz, Dr.med.dent
Geschwister: Birte Schlüter, Dipl.Ing.
Helge Scholz, Kfm

AUSBILDUNG

1977-1981: Grundschule Schlangen
1981-1991: Christian Dietrich Grabbe Gymnasium Detmold
1991-1992: Wehrdienst in der GFM Rommel Kaserne Augustdorf
1993-1999: Studium der Zahnheilkunde an der Universität Hamburg
15.12 1999 Approbation als Zahnarzt

BERUFSERFAHRUNG

2000-2002: Ausbildungsassistent in der Praxis Dr. Scholz
Ab 2002 wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für
Zahnärztliche Prothetik im Zentrum für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde an dem Universitätskrankenhaus
Hamburg- Eppendorf