

5 Diskussion

5.1 Wissenschaftlicher Hintergrund der Studie

Auf der Suche nach einem geeigneten Verfahren der Keramikverarbeitung etablierten sich sehr unterschiedliche Technologien, wie das Gießen (z.B. Dicor), die Formsinterung (z.B. In-Ceram, Optec), das Heißpressen (z.B. Empress), das Kopierschleifen (z.B. Celay) sowie die CAD/CAM-Verfahren.

Insbesondere In-Ceram als Infiltrationskeramik und Empress als gepresste Glaskeramik brachten endlich die gewünschte Verbindung von Festigkeit und hoher Ästhetik und somit den Durchbruch für den breiten Einsatz vollkeramischer Kronen, Teilkronen und Inlays.

Die neue Schichttechnik-Keramik von IPS Empress 2 besteht aus einer Gerüst- und einer Schicht-Glaskeramik, die aus werkstoffkundlicher Sicht keine Ähnlichkeit mit der Leuzit-Glaskeramik IPS Empress haben. IPS Empress 2 zeichnet sich vor allem durch die im Vergleich zu Empress 2 wie auch zu den meisten anderen Vollkeramiksystemen höhere Bruchfestigkeit (*Kappert, 1998; Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998; Ludwig und Kubick, 1999; Pospiech et al., 1999b; Filser et al., 2001; Filser et al., 2002*), Bruchzähigkeit (*Kappert, 1998*) und Biegefestigkeit (*Kappert, 1998*) aus.

Hohe Festigkeitswerte bei einer Keramik werden unter anderem durch einen hohen Anteil der kristallinen Phase erreicht, was jedoch zu einem opaken Aussehen der Keramik führen kann. Dieses Problem wurde bei IPS Empress 2 gelöst, indem man eine kristalline Phase entwickelte, deren optische Eigenschaften mit jener der Glasphase vergleichbar sind (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*). Dies erklärt die gute Transluzenz der IPS Empress 2-Keramik (*Höland et al., 2000; Sorensen, 2000*).

Ebenso wurden gute In-vitro-Untersuchungsergebnisse in Bezug auf die Löslichkeit (*Kappert, 1998*), die Abrasion (*Pelka, 1998; Sorensen et al., 1999b*) und die Biokompatibilität (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*) von IPS Empress 2-Restaurationen erzielt. Einen weiteren Vorteil stellt die Verwendbarkeit in CAD/CAM-Systemen dar (*Schmidt und Weigl, 2000*).

In klinischen Studien zu Misserfolgen mit Restaurationen aus IPS Empress 2 waren bei einer Beobachtungsdauer zwischen 8 und 24 Monaten unter Berücksichtigung von insgesamt 383 Restaurationen aus 4 Studien 10 Brüche und 12 Abplatzungen der Schichtkeramik zu verzeichnen (*Strub und Zwata, 1998; Pospiech et al., 1999a; Sorensen et al., 1999a; Edelhoff et al., 2002*). Ebenso konnte auch klinisch nachgewiesen werden, dass IPS Empress 2 abriebfreundlicher ist als andere Materialien (*Sorensen und Berge, 1999*). Zusätzlich ist von Vorteil, dass bei adhäsiv zementierten Empress 2-Kronen der erforderliche Substanzabtrag axial weniger als 1,3 mm betrug (*Schweiger et al., 1999*) und damit unter den Werten für Metallkeramik-Zahnersatz lag (*Shillingburg et al., 1987; Ciche und Pinault, 1994; Rosenstiel et al., 1995*).

Neben optimalen Materialeigenschaften, die für IPS Empress 2 sowohl in-vitro als auch klinisch nachgewiesen werden konnten, ist es zur Erzielung eines dauerhaften Behandlungserfolgs wesentlich, dass nach Eingliederung der Restauration die unter kaufunktioneller Belastung an den Kronen angreifenden Kräfte auf den Zahnstumpf übertragen werden. Aus diesem Grund kommt auch dem verwendeten Befestigungsmaterial große Bedeutung zu. Optec war das erste System, das auf eine konsequente adhäsive Befestigung mit Schmelzätzung und Keramikconditionierung setzte. Die Schmelzätztechnik in Verbindung mit der Verbundstabilisierung oberflächenconditionierter Keramikflächen kann als eigentlicher Wendepunkt für den klinisch sicheren Einsatz vollkeramischer Restaurationen angesehen werden (*Neumann, 1999*). Heute ist für metallfreie Keramikrestaurationen in der Regel die Adhäsivbefestigung mit speziellen Befestigungskomposits vorgesehen (*Janda, 1992; Bieniek et al., 1993*) und wird auch vom Hersteller von IPS Empress 2 empfohlen (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*).

Nach üblicher Schmelzätzttechnik und Anwendung von Dentinhaftmitteln ist ein optimaler mechanischer Verbund über Mikroretention zur Zahnhartsubstanz gegeben (*Beham, 1984; Haller, 1992*), während die adhäsive Verbindung zwischen Befestigungskomposit und Keramikrestauration dagegen wesentlich von der Konditionierung der Zementierflächen auf der Keramik bestimmt wird (*Ludwig und Joseph, 1994; Della Bonna et al., 2000*).

Auf Grund des Arbeitsaufwandes bei Adhäsivbefestigungen wurde auch vorgeschlagen, Vollkeramikrestaurationen mit herkömmlichen Zementen einzusetzen (*Pospiech et al., 1992*).

5.2 Zusammenfassende Bewertung der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurden 40 Empress 2-Kronen auf präparierten natürlichen Molaren mittels der Universalprüfmaschine Instron auf ihre Bruchfestigkeit getestet und mit den Werten natürlicher Zähne verglichen.

Für natürliche Zähne konnte eine mittlere Bruchlast von 1738 ± 714 N ermittelt werden, denen für Empress 2-Kronen ohne Alterung ein Wert von 2420 ± 720 N, mit Alterung von 1974 ± 477 N gegenüberstand. Bei nicht gealterten Kronen, die mit Zinkphosphatzement befestigt waren, lag die mittlere Bruchlast bei 1935 ± 402 N, während mit Kompositbefestigungsmaterial eine durchschnittliche Bruchlast von 2904 ± 665 N gemessen werden konnte. Bei thermozyklisch gealterten Kronen lagen die entsprechenden Werte bei $1717,1 \pm 413,5$ N (Zinkphosphatzement) bzw. $2230,2 \pm 404,7$ N (Kompositbefestigungsmaterial). Die mittlere Bruchlast der Empress-Kronen rangierte demnach auch für die Untersuchungsgruppe mit dem vergleichsweise schlechtesten Ergebnis (gealterte, mit Zinkphosphatzement befestigte Kronen) in der Größenordnung der Bruchfestigkeit der natürlichen Zähne und betrug mindestens das Doppelte der Höchstwerte, die in der Literatur für in der Mundhöhle maximal auf-

tretende Kaukräfte angegeben werden. *Körber und Ludwig (1983)* nannten hierfür 725 N, *Kelly (1995, 1997)* gaben bis zu 880 N bei Parafunktionen an.

Insgesamt unterschieden sich gealterte Proben hinsichtlich der Bruchlast nicht statistisch signifikant von den natürlichen Zähnen, wobei die Kompositbefestigungsmaterial-Proben deutlich höhere Bruchfestigkeiten aufwiesen als die Zinkphosphatzement-Proben und die natürlichen Zähne. Für nicht gealterte Proben waren dagegen die Unterschiede zwischen natürlichen Zähnen und Zinkphosphatzement-Proben einerseits sowie Kompositbefestigungsmaterial-Proben andererseits statistisch signifikant, wobei letztere jeweils höhere Bruchfestigkeiten aufwiesen.

Auch in der Varianzanalyse konnten statistisch signifikante Einflüsse des Zementes und der Alterung auf die Bruchlasten gezeigt werden, wobei die Bruchfestigkeit bei Zinkphosphatzement-Proben niedriger war als bei Proben, die mit Kompositbefestigungsmaterial adhäsiv zementiert wurden, und gealterte Proben niedrigere Bruchlasten hatten als nicht gealterte. Zwischen beiden Faktoren waren keine eindeutigen Wechselwirkungen nachweisbar, es bestand jedoch die Tendenz, dass Kompositbefestigungsmaterial-Proben stärker von der Alterung betroffen waren als Zinkphosphatzement-Proben.

5.3 Methodenkritik

5.3.1 Verwendung natürlicher Zähne als Probestümpfe

Das Verwenden natürlicher Zähne als Stümpfe für Bruchfestigkeitsuntersuchungen hat sich in einer Vielzahl von Untersuchungen bewährt (*Leevailoj et al., 1998; Burke, 1999; Ferrari et al., 1999; Bremer und Geurtsen, 2001; Casson et al., 2001; Martinez-Gonzalez et al., 2001*). Als Alternativmaterialien für Probestümpfe wurden in der Literatur außerdem Frasaco-Zähne (*Fenske et al., 1999*), Metallstümpfe aus einer

Kobaltbasislegierung (*Ludwig und Joseph, 1994; Kappert, 1998*) sowie durch Verwendung eines Die-Hardeners gehärteter Spezialgips (*Richter, 1998*) eingesetzt.

Obwohl die Verwendung natürlicher Zähne aus unterschiedlichen Gründen (Beschaffung, Auswahl und Lagerung der extrahierten Zähne, individuelle Präparation eines jeden Zahnes) die zeitaufwändigste Methode zur Untersuchung dieser Fragestellung darstellt, ist es doch das einzige Verfahren, das es erlaubt, die Effekte der Ätztechnik *in vitro* zu untersuchen.

5.3.2 Durchführung der Untersuchung

5.3.2.1 Vorbereitung der Zähne

Schwickerath (1987) forderte, dass bei der Untersuchung der Belastbarkeit von Kronen in Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren unter anderem eine gleiche Wirkungsrichtung der Kraft gegeben sein muss. Da in der vorliegenden Studie die Ausrichtung der Zähne beim Sockeln mit Epoxidharz manuell und nach Augenmaß erfolgte, muss davon ausgegangen werden, dass die Zähne nicht immer exakt in der Senkrechten standen. Dies könnte möglicherweise dazu geführt haben, dass bei der Bruchfestigkeitsbelastung, die unter orthogonaler Kraftausübung stattfand, nicht bei allen Zähnen eine einheitliche Wirkungsrichtung der Kraft vorlag und zusätzlich zur zentralen Belastung auch Scherkräfte aufgetreten sind.

5.3.2.2 Präparation der Kronen

Nach *Schwickerath (1987)* ist in Studien zur Belastbarkeit von Kronen weiterhin die gleiche Form und Abmessung der zu vergleichenden Kronen zu fordern. Um einen gleichmäßigen Substanzabtrag zu gewährleisten, wurden vor Beginn der Präparation Silikonschlüssel der zu präparierenden Zähne angefertigt. Die Präparation erfolgte jedoch ohne Parallelometer nach Augenmaß, so dass abweichende Konvergenzwinkel

kel nicht ausgeschlossen werden können. Dies hätte Auswirkungen auf die Kronenwandstärke, worauf weiter unten noch ausführlicher eingegangen wird.

5.3.2.3 Herstellung der IPS Empress 2-Kronen

Die von *Schwickerath (1987)* geforderte gleiche Form der IPS Empress 2-Kronen wurde sichergestellt, indem standardisierte Kauflächen in einer Stärke von 2,0 mm Verwendung fanden, die jeweils okklusal auf dem Kronenstumpf festgewachst wurden. Ausgehend von dieser standardisierten Kaufläche erfolgte dann die Modellation des Kronenkörpers. Durch die Modellation der gesamten Krone aus Wachs und das Verzichten auf die Verblendung konnte ausgeschlossen werden, dass die Kronen bei den Bruchfestigkeitsmessungen im Bereich der geschichteten Keramik frakturierten und das Ergebnis verfälschten. Diese Vorgehensweise schränkt die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die klinische Situation zwar ein, jedoch lag der Schwerpunkt der vorliegenden Studie auf der Untersuchung des Einflusses von Befestigungszement und Alterung auf die Bruchfestigkeit des Gerüsts.

Die manuelle Präparation der Molaren ohne Parallelometer sowie die manuelle Ausarbeitung der IPS Empress 2-Kronen hatten Auswirkungen auf die Kronenwandstärken. In dieser Hinsicht war die Forderung von *Schwickerath (1987)* nach gleicher Form und Abmessung der Kronen nicht 100%ig erfüllt. Beispielsweise akzeptierte jedoch *Ludwig (1991)* in seiner Versuchsreihe zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen Schwankungen in der Kronenwandstärke von 14%. *Richter (1998)* überprüfte im Rahmen seiner Untersuchung die Kronenwandstärken an verschiedenen Messpunkten (oral, mesial, distal, vestibulär und okklusal) und stellten bei Empress-Kronen prozentuale Abweichungen der Wandstärken vom Mittelwert von 4,46% bis 10,49% fest. Hierbei muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Herstellung der Kronen auf identischen Prüfstümpfen erfolgte, wobei ein Frasaco-Urstumpf mittels A-Silikon abgeformt, mit Spezialhartgips ausgegossen und durch die Verwendung eines Die-Hardeners gehärtet wurden. Deshalb wären in unserer Studie auf Grund der individuellen Stumpfpräparation möglicherweise sogar größere Abweichungen zu erwarten.

Obwohl *Anusavice und Tsai (1996)* und *Petsche et al. (1996)* zeigen konnten, dass die Bruchlast von nicht zementierten und von geklebten Glaskeramik-Prüfkörpern eine Funktion der Glaskeramikstärke darstellt (siehe Gliederungspunkt 5.5.1.), wurde im Rahmen dieser Studie auf eine Bestimmung der Kronenwandstärken verzichtet, da auf Grund der geringen Gruppengrößen ohne keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede zu erwarten waren. Zur Ermittlung von Trends reichte die Annahme aus, dass sich die durch die methodischen Einschränkungen genannten Verzerrungen gleichmäßig über die Untersuchungsgruppen verteilen und deren Vergleichbarkeit nur bedingt eingeschränkt war.

5.3.2.4 Zementierung der IPS Empress 2-Kronen

In der vorliegenden Studie erfolgte die Zementierung der IPS Empress 2-Kronen mit Kompositbefestigungsmaterial oder Zinkphosphatzement, so dass bei den einzelnen Kronen von einer identischen Dicke der Zementschicht - auch auf Grund der aus der individuellen Ausarbeitung resultierenden Abweichungen in der Kronenform - nicht ausgegangen werden konnte. Zu einem möglichen Einfluss der Zementdicke auf die Bruchfestigkeit fanden sich in der Literatur jedoch keine Angaben.

5.3.2.5 Alterung der IPS Empress 2-Kronen durch thermische Wechselbelastung

Um den durch die Nahrungsaufnahme bedingten Temperaturwechsel im Mund zu simulieren, wurden die Proben der Gruppen 4 und 5 einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt, indem die Zähne über 20000 Zyklen abwechselnd in ein auf +5°C und ein auf +55°C temperiertes Wasserbad getaucht wurden. Dieses Vorgehen stellt ein etabliertes Verfahren dar, das auch in anderen Studien mit dieser Fragestellung zur Anwendung kam (*Pelka, 1998; Ferrari et al., 1999*).

5.3.2.6 Bruchfestigkeitsuntersuchung der IPS Empress 2-Kronen

Bei der Festigkeitsprüfung von Dentalkeramiken macht man sich die Tatsache zunutze, dass im Gegensatz zu den Metallen hier keine bleibende Verformung zu beobachten ist. Aus diesem Grund steigen bei einer üblichen Druckbelastung die Werte von Kraft und Verformung gleichmäßig an, bis es zum Bruch kommt (*Schwickerath, 1987*).

Um eine möglichst vollständige Aushärtung der Befestigungszemente sicherzustellen, wurde die Messung der Bruchfestigkeit in der vorliegenden Untersuchung frühestens 24 Stunden nach dem Zementieren durchgeführt. Die Krafteinwirkung erfolgte mittels einer Stahlkugel von 12 mm Durchmesser orthograd, da im Molarenbereich überwiegend eine axiale Belastung der Kronen auftritt. Auf die möglichen Einschränkungen dieser Studie in Hinblick auf die von *Schwickerath (1987)* geforderte orthograde Krafteinwirkung wurde an anderer Stelle bereits hingewiesen.

Durch die von anderen Autoren (*Ludwig, 1991; Ludwig und Joseph, 1994*) praktizierte Verwendung von Folien zwischen der Metallkugel des Messgerätes Instron und der zu testenden Krone kommt es durch die Vergrößerung der Auflagefläche zu einer Verteilung der einwirkenden Kräfte und damit zu veränderten Messwerten. Da aber einerseits in der Mundhöhle auch punktförmige Kontakte auftreten können und andererseits die Bruchlastwerte bei Verwendung einer Folie ansteigen, erhöht sich durch das Weglassen der Folie in dem vorliegenden Experiment der Sicherheitsbereich zwischen theoretisch zu erreichender und tatsächlich auftretender Maximalbelastung.

5.4 Interpretation der Ergebnisse im Literaturvergleich

Vergleichsstudien zur Bruchlast von Empress 2-Kronen fanden sich in der Literatur nicht. Die bisher durchgeführten Studien untersuchten die Bruchfestigkeit von Brücken (*Kappert, 1998; Ludwig und Kubick, 1999; Pospiech et al., 1999; Filser et al.,*

2001; Filser et al., 2002), so dass ein Vergleich der absoluten Bruchlasten hier nicht sinnvoll erscheint.

Ein direkter Vergleich mit Untersuchungen, die sich mit der Bruchfestigkeit von Kronen anderer vollkeramischer Systeme befassten, wäre auf Grund der Vielzahl möglicher methodischer Abweichungen ebenfalls ohne Aussagekraft. Als wichtigste sind zu nennen:

- Frontzahnkronen, Prämolaren- oder Molarenkronen als Probekörper
- entsprechend unterschiedliche Belastungswinkel von 30°, 45° oder 90°
- unterschiedliches Material der Prüfstümpfe
- Verwendung unterschiedlicher Materialien zur Befestigung der Kronen auf den Prüfstümpfen
- unterschiedliche Kronenwandstärken, auch wenn diese innerhalb einer Versuchsreihe homogen waren
- Alterung der Kronen ja oder nein
- Verwendung oder Nichtverwendung von Folien oder Kunststoffplatten zur Vermeidung punktförmiger Kontakte zwischen Belastungsstempel und Zahnkrone.

Die vorliegende Studie belegte einerseits erwartungsgemäß den Einfluss der thermozyklischen Alterung auf die Bruchfestigkeit von Empress 2-Kronen unabhängig von der Wahl des Zementes. Andererseits war sowohl mit als auch ohne Alterung die Bruchlast von Zinkphosphatzement-Proben niedriger war als bei Proben, die mit Kompositbefestigungsmaterial adhäsiv zementiert wurden. Diese Untersuchungsergebnisse stehen in Einklang mit der Empfehlung des Herstellers, bei der Befestigung von Restaurationen aus IPS Empress 2 grundsätzlich eine adhäsive Zementierung mit Kompositbefestigungsmaterial und Adhäsiv anzustreben. Nur wenn eine adhäsive Befestigung aus klinischen Gründen nicht möglich ist, kommt ersatzweise eine Befestigung mit konventionellen Glasionomorzementen in Frage (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*).

Ebenso hatten bereits *Ludwig und Joseph (1994)* beobachtet, dass die Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen aus IPS Empress (Maltechnik) wesentlich von den Zementiermodalitäten abhängt. In der Form identische Frontzahnkronen wurden hierzu

auf Metallstümpfen aus einer Kobaltbasislegierung mit ZnO-Zement und dem Befestigungskomposit Dualcement nach unterschiedlicher Konditionierung der Kroneninnenflächen zementiert und unter einem Kräfteinleitungswinkel von 30° zur Zahnachse bis zum Bruch belastet. Die Bruchlastwerte bei Adhäsivbefestigung korrelierten hoch signifikant mit der Verbundfestigkeit für die jeweilige Konditionierung der Zementierflächen. Eine zusätzliche Ätzung mit IPS-Keramikätzgel (HF 4,5%) oder mit 20%iger Flusssäure ergab die höchsten Bruchfestigkeiten. Bei der Zementierung mit ZnO-Zement lagen die Bruchlastwerte signifikant um mehr als 40% unter denjenigen bei optimaler Adhäsivbefestigung.

Groten et al. (1996) stellten fest, dass die Bruchlast von mit Komposit an Stahlstümpfen befestigten Empress-Kronen signifikant höher war als bei Befestigung mit Phosphatzement oder Glasionomerezement.

Mörmann et al. (1999) konnten zeigen, dass die Bruchlastwerte von adhäsiv befestigten CAD/CIM-Kronen signifikant höher lagen als bei mit Zinkphosphatzement eingesetzten Kronen.

Die in dieser Studie wie auch in anderen Untersuchungen beobachtete geringere Bruchfestigkeit der Vollkeramikronen nach konventioneller Zementierung war zu erwarten, da Zemente nur über Zementkristalle eine mikroretentive mechanische Verankerung zwischen Zahnstumpf und Kroneninnenfläche herstellen können.

Darüber hinaus stimmen diese in vitro-Ergebnisse auch mit den überwiegend guten klinischen Resultaten überein, die bei adhäsiver Zementierung von Empress 2-Restaurationen erzielt wurden (*Strub und Zwata, 1998; Sorensen et al., 1999a, Edelhoff et al., 2002*) (siehe Gliederungspunkt 2.4.6.1.).

5.5 Weitere Einflussfaktoren auf die Bruchfestigkeit von Glaskeramikrestorationen in der Literatur

In der Literatur wurden neben der Zementiermodalität, die als Gegenstand dieser Untersuchung im Punkt 5.4. bereits besprochen wurde, die Glaskeramikstärke, der Konvergenzwinkel sowie die Stufenbreite als weitere Einflussfaktoren auf die Bruchfestigkeit von Glaskeramikrestaurationen untersucht. Die Ergebnisse sollen in den folgenden Abschnitten im Einzelnen dargestellt werden.

5.5.1 Glaskeramikstärke

In Untersuchungen von *Anusavice und Tsai (1996)* und *Petsche et al. (1996)* erwies sich die Bruchlast von nicht zementierten und geklebten Glaskeramik-Prüfkörpern als eine Funktion der Glaskeramikstärke. *Broderson (1994)* stellte fest, dass eine Verdopplung der Schichtstärke von adhäsiv befestigten Dicor-Kronen die Bruchlast um den Faktor 4 erhöhte.

5.5.2 Konvergenzwinkel

Doyle et al. (1990a,b) berichteten, dass mit größerem okklusalen Konvergenzwinkel des Pfeilers die Bruchlast von mit Zinkphosphatzement befestigten Dicor-Kronen in vitro zunahm. Für die Präparation von adhäsiv befestigten Dicor-Kronen wurde ein Konvergenzwinkel von 20° empfohlen (*Broderson, 1994*). Dabei sollte zur Vermeidung einer Pulpaschädigung das Dentin jedoch nicht auf weniger als 0,7 mm Stärke reduziert werden, weshalb ein Konvergenzwinkel von 6-10° als optimale Kombination von Festigkeit der Vollkeramikkrone und Stärke des verbleibenden Dentins genannt wurde (*Malament und Grossman, 1987; Doyle et al., 1990a, Scherrer und De Rijk, 1992*).

5.5.3 Stufenbreite

Fenske et al. (1999) untersuchten die Bruchfestigkeit vollkeramischer IPS-Empress-Frontzahnkronen mit verschiedenen Stufenbreiten (0,4 mm, 0,6 mm, 0,8 mm, 1,0 mm, 1,2 mm) bei überkritischer Belastung mit einer Universalprüfmaschine (Zwick)

im Winkel von 30° zur Kronenachse. Es zeigte sich, dass eine größere Stufenbreite keinen Einfluss auf die resultierende Bruchlast hatte.

5.6 Schlussfolgerungen und Ausblick

In der vorliegenden Studie konnte bereits für die Untersuchungsgruppe mit der geringsten Bruchlast (gealterte, mit Zinkphosphatzement befestigte Kronen) ein Wert ermittelt werden, der in der Größenordnung der Bruchfestigkeit der natürlichen Zähne lag, und mindestens das Doppelte der höchsten in der Literatur angegebenen Werte für in der Mundhöhle maximal auftretende Kaukräfte betrug.

Diese „zweifache Sicherheit“ muss nach *Hölsch und Kappert (1992)* als Minimum angestrebt werden, um trotz Materialermüdungen, die bei Dauerschwellbelastungen bereits nach 1000 Belastungen einen Festigkeitsverlust von 40% bewirken (*Schwickerath, 1987*), eine ausreichende Dauerfestigkeit zu gewährleisten. Die Bruchfestigkeit des IPS Empress 2-Vollkeramiksystems ist demnach für den Einsatz als Einzelzahnkrone im Molarenbereich ausreichend.

In Übereinstimmung mit der Literatur konnte bei adhäsiver Befestigung der Kronen eine höhere Bruchfestigkeit der Vollkeramikronen beobachtet werden als nach konventioneller Zementierung.

Im Rahmen von Folgestudien wäre es sinnvoll, die vorliegende Fragestellung auch für Belastungswinkel von 30° und 45° zu untersuchen. Weiterhin ist bislang der Einfluss der Verblendung der Grundgerüste mit einer Porzellanschicht auf die Bruchfestigkeit von IPS Empress 2-Kronen in vitro nicht analysiert worden.