

In-vitro-Bruchlasttests von 3-gliedrigen Seitenzahnbrücken hergestellt im Procera®-Verfahren

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit ist es, die Bruchfestigkeit von 3-gliedrigen vollkeramischen Brücken, hergestellt mit dem Procera®-System, durch In-vitro-Bruchlastversuche zu untersuchen. Metallstümpfe entsprechend der Pfeilerzähne 25 und 27 wurden mit einer zirkulären, innen gerundeten Stufenpräparation versehen. Nach Doublierung mit einem Polyvinylsiloxan wurde ein entsprechendes Gipsmodell für die weiteren Arbeitsschritte angefertigt. Aus Aluminiumoxid wurden 21 Brückengerüste auf der Basis des Procera®-Systems hergestellt, 12 davon standardisiert mit Keramik verblendet.

Alle verblendeten und unverblendeten Gerüste wurden mit Zink-Phosphat-Zement auf Metallteststümpfen zementiert, um anschliessend Bruchlastversuchen ausgesetzt zu werden. Als Medianwerte der Bruchlastversuche ergaben sich für die unverblendeten Gerüste 477 N, für die verblendeten Gerüste 645 N. Der errechnete Weibull-Modul der Testreihen lag für die unverblendeten Gerüste bei 4,7, für die verblendeten bei 4,0.

Ausgehend von den im Seitenzahnbereich klinisch zu erwartenden Kaukräften von bis zu 600 N bei gleichzeitiger Berücksichtigung der zeitabhängigen, keramiktypischen mechanischen Schwächung unter Belastung muss auf Grund der erreichten Bruchlastwerte der Einsatz von Brücken im Seitenzahnsegment, hergestellt auf der Basis des Procera®-Systems, als fraglich eingestuft werden.

Daneben deuten die niedrigen Weibull-Modul-Werte auf eine ungenügende Voraussagbarkeit der Stabilität der getesteten Brücken hin.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 207–213 (2004)

Schlüsselwörter:
Vollkeramik, Brücke, Bruchlasttest, Procera®

Zur Veröffentlichung angenommen: 1. Dezember 2003

Korrespondenzadresse:

Dr. Oliver Rodiger
Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel
Klinik für Prothetik und Kaufunktionslehre
Hebelstr. 3, CH-4056 Basel
Telefon +41 61 267 26 31, Telefax +41 61 267 26 60
E-Mail: oliver.rodiger@unibas.ch

OLIVER RODIGER¹, HEINRICH F. KAPPERT²
und CARLO P. MARINELLO¹

¹ Klinik für Prothetik und Kaufunktionslehre, Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel

² Experimentelle Zahnheilkunde, Zahn-, Mund- und Kieferklinik der Universität Freiburg

Einleitung

Die zunehmende Nachfrage nach metallfreien, biokompatiblen und ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen hat in den letzten Jahren zur Entwicklung zahlreicher vollkeramischer Restaurationssysteme geführt (ANDERSSON et al. 1998; McLAREN 1998). Klinische Langzeitstudien belegen den vorhersagbar erfolgreichen Einsatz bestimmter vollkeramischer Systeme, insbesondere für Einzelkronen im Frontzahnbereich (PRÖBSTER 1997; SJÖGREN et al. 1999; SEGAL 2001). Für das Procera®-Verfahren liegen positive Ergebnisse aus 5- bzw. 10-Jahresuntersuchungen für Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich vor (ODEN et al. 1998; ÖDMAN & ANDERSSON 2001).

Seit der Einführung oxidverstärkter Infiltrationskeramiken oder weiter entwickelter Presskeramiken wird auf Grund der verbesserten mechanischen Eigenschaften auch die Herstellung klein-spanziger Brücken empfohlen (SORENSEN et al. 1992; McLAREN 1998; SORENSEN 1999). Werkstoffkundliche Untersuchungen weisen jedoch darauf hin, dass die mit diesen Systemen erreichten Bruchfestigkeiten nur einen Einsatz im Frontzahn- bzw. Prämolarenbereich erlauben (KAPPERT et al. 1991; TINSCHERT et al. 1999). Klinische Untersuchungen sprechen dabei meist von «akzeptablen» (EDELHOFF et al. 1999; VULT VON STEYERN et al. 2001) bzw. für den Seitenzahnbereich als fraglich einzustufen den Ergebnissen (SORENSEN et al. 1998; SORENSEN et al. 1999). Ergebnisse kontrollierter klinischer Langzeituntersuchungen liegen derzeit noch nicht vor (RAIGRODSKI & CHICHE 2001). Darüber hinaus werden bei vollkeramischen Brückensystemen seitens der Systemhersteller häufig klinisch schwer realisierbare technische Forderungen, wie grossflächige Zwischengliedverbinder, gefordert (z.B. 16 mm², Empress 2[®], Ivoclar, L-Schaan). Das CAD/CAM-System Procera[®] (Nobel Biocare AB, S-Göteborg), das für vollkeramische Einzelkronen klinische 5- und 10-Jahres-Erfolgsraten von über 90% gezeigt hat (ODEN et al. 1998; ÖDMAN & ANDERSSON 2001), bietet die Möglichkeit, mit Hilfe einer entsprechenden Systemerweiterung vollkeramische Brücken auch für den Seitenzahnbereich herzustellen. Das hierbei verwendete Material ist ein 99,5%iges Aluminiumoxid (Al₂O₃) (ANDERSSON & ODEN 1993). CAD/CAM-Systeme wie das Procera[®]-Verfahren ermöglichen die Verarbeitung von Hochleistungskeramiken. Darüber hinaus kann durch die industriellen Rahmenbedingungen eines solchen Systems ein hoher Qualitätsstandard gewährleistet werden. Basierend auf der Kombination der Hochleistungskeramik Aluminiumoxid (Al₂O₃) und computergestützter industrieller Fertigung erscheint die Erweiterung des Systems hin zur Brückenherstellung vielversprechend.

Ziel dieser Arbeit ist es, durch In-vitro-Bruchlastversuche die Festigkeit von verblendeten und unverblendeten Seitenzahnbrückengerüsten, die mit dem Procera[®]-Verfahren hergestellt werden, zu prüfen.

Material und Methoden

Modellherstellung

Als Ausgangsmodell zur Herstellung der Testbrücken dienen in einem Gipssockel eingebettete gegossene Metallstümpfe (Remanium GM 800[®], Dentauro, D-Ispringen) der Pfeilerzähne 25 und 27. Die zirkuläre Präparation entsprach einer Stufenpräparation mit abgerundetem Innenwinkel (Konuswinkel 6°, Stufenbreite 1,2 mm). Die Breite des Zwischengliedes lag bei 13 mm. Die detaillierten Stumpfhöhen sind Tabelle I zu entnehmen.

Das Ausgangsmodell wurde zunächst mit einer Silikonmasse (Heraform[®]; Heraeus-Kulzer, D-Wehrheim) dubliert, wobei sowohl ein ungesägtes Modell zur späteren Gerüstmodellation als auch Einzelstümpfe mit freigelegter Präparationsgrenze entsprechend den Anforderungen für den Procera[®]-Scanprozess

Tab. I Stumpfhöhen [in mm]

| | Prämolar (25) | Molar (27) |
|-----------|---------------|------------|
| bukkal | 4,9 | 5,3 |
| palatinal | 4,5 | 5,1 |
| mesial | 3,3 | 4,5 |
| distal | 3,2 | 3,5 |

angefertigt wurden (Superhartgips Typ IV, Fuji-Rock[®], GC Dental, J-Tokyo).

Brückenherstellung mit dem Procera[®]-System

Gerüstmodellation: Entsprechend den Herstellerangaben wurden auf beiden Pfeilerzähnen des ungesägten Modells Wachs-käppchen mit einer Mindeststärke von 0,5 mm modelliert (Thowax[®]-Modellierwachs, Yeti-Dental, D-Erlangen) (Abb. 1). Zur Gestaltung der Verbindungsstelle (Connectorbereich) wurde ein vorfabriziertes, für den Pfeilerabstand von 13 mm ideales Keramik-Zwischengliedgerüst aus dem vorliegenden Sortiment des Procera[®]-Brückensystems (Abb. 2) ausgewählt (Typ 1C3, Connectorfläche 4×4 mm) und anschliessend zwischen die beiden Wachs-käppchen mit der entsprechenden Wachsmodellation platziert (Abb. 3). Durch dieses Vorgehen entsteht ein Connectorbereich mit definierter Querschnittsfläche (16 mm²) und Winkelung (ca. 25° zur Senkrechten).

Scanprozess/Datentransfer: Es wurden sowohl die Präparation der Stümpfe («Innenscan») (Abb. 4) als auch die auf den jeweiligen Stümpfen positionierten Wachs-käppchen («Aussenscan») (Abb. 5) mit einem Procera[®]-Scanner (Abb. 6) abgetastet, wobei darauf geachtet wurde, dass zwischen Stumpf- und Käppchenscan die Lage des Stumpfes auf dem Scannertisch nicht verändert wurde. Dieses Vorgehen ist unbedingte Voraussetzung für die spätere exakte Orientierung und Zuordnung der erhaltenen Datensätze des «Innen-» und «Aussenscans». Mit Hilfe der Procera[®]-Scannersoftware wurde die Lage der Präparationsgrenzen am Bildschirm überprüft und gegebenenfalls manuell korrigiert.

Neben den so generierten vier Scandatensätzen (je ein «Innen-» und «Aussenscan» pro Pfeiler) wurde auch die Spezifikation (1C3) des ausgewählten vorfabrizierten Zwischengliedes per Datenfernübertragung (DFÜ) an das Procera[®]-Zentrum in Schweden transferiert. Dort wurden die entsprechenden Aluminiumoxidkappen hergestellt.

Gerüsterstellung: Die im Procera[®]-Verfahren hergestellten Keramik-käppchen wurden nach der Auffassung auf die Stümpfe mit den vorfabrizierten Zwischengliedern in einem speziell für dieses System entwickelten Verfahren verbunden (Nobel Biocare AB, S-Göteborg).

In einem ersten Schritt muss dabei auf dem ungesägten Modell das Zwischenglied zwischen den Käppchen eingepasst werden, um einen möglichst gleichmässigen Kontakt auf der gesamten Connectorfläche zu erhalten. Dies geschah nach Markierung von Fehlstellen mit Okklusionsfolie (Hanel-Folie[®], Roeko, D-Langensau) mittels diamantierter Schleifkörper in einer Laborturbine mit Wasserkühlung (K-Air Plus[®], KaVo, D-Biberach).

Anschliessend wurde das Zwischenglied mit den Käppchen provisorisch mittels Sekundenkleber (Sekunden-Kleber[®] 1733, Renfert, D-Hilzingen) verbunden, um in einem weiteren Schritt ein Einbettmassenmodell (Soldervest[®] Ouick/Solderstand[®], GC-Dental, J-Tokyo) herzustellen.

Nach Entgasung der Einbettmasse wurde das zuvor angemischte und auf die Connectorfuge aufgetragene glaskeramische Verbindungsmaterial («fusing-material», Nobel Biocare AB, S-Göteborg) in einem Brennszyklus (Vakuum, Startup 450°, Aufheizen 55°/min bis 1200°, Halten bei 1200° für 6 min, langsame Abkühlung auf 450°) verflüssigt und durch die kapillären Kräfte in den Fügspalt getrieben.

Überschüssiges Verbindungsmaterial muss nach dem Abkühlen abschliessend im Abstrahlgerät (2 bar/50 µm Al₂O₃) entfernt werden. Dabei ist darauf zu achten, dass das Strahlmittel nicht senkrecht auf den Fügebereich trifft, da sonst Material aus die-

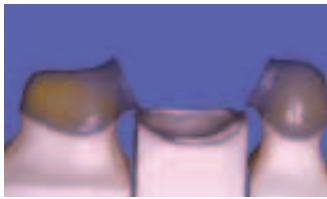


Abb. 1 Waxkäppchenmodellierung

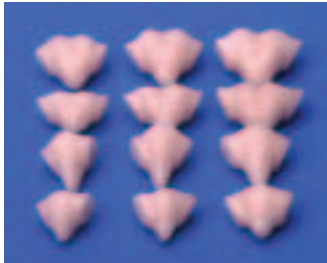


Abb. 2 Procera®-Zwischengliedsortiment



Abb. 3 Zwischengliederpositionierung



Abb. 4 «Innenscan»



Abb. 5 «Aussenscan»



Abb. 6 Procera®-Scanner

sem Bereich entfernt und die Qualität der Verbindung beeinträchtigt wird. Dieser Arbeitsschritt (Zusammenfügen der Gerüstteile), der normalerweise im zahntechnischen Labor nach Erhalt der Keramikteile durchgeführt wird, wurde aus Gründen der Qualitätssicherung im Rahmen der Studie von der Herstellerfirma (Nobel Biocare AB, S-Göteborg) vorgenommen. Zur

Weiterverarbeitung wurden die so hergestellten 21 Gerüste per Post an das Versuchslabor gesandt.

Verblendung: Um möglichst einheitlich dimensionierte Testbrücken zu erhalten, wurde vorgängig auf einem Gerüst ein anatomisches Wax-up der Brücke hergestellt, wobei darauf geachtet wurde, dass der Connectorquerschnitt des Gerüsts nur minimal vergrößert wurde. Anschliessend konnten Silikon-schlüssel (President Putty®, Coltène, CH-Altstätten) der bukkalen, oralen und okklusalen Kontur angefertigt werden, die bei der folgenden Schichtung der Schmelzkeramikmassen als Referenz für die Aussenform dienten.

Da entsprechend der realen Laborsituation auch Dentinmassen bei der Schichtung verwendet werden sollten, wurde das Full-Wax-up auf die entsprechende Dentinausdehnung reduziert, um hiervon ebenfalls Silikon-schlüssel als Referenz der Dentin-schicht anfertigen zu können. Die eigentliche Verblendung erfolgte mit den Procera-Allceram®-Verblendmassen (Opak-Liner LA 3, Dentinmasse DA 3, Inzisalmasse III, Glasurmasse, Ducera-Dental, D-Rosbach) unter Einhaltung der vom Hersteller empfohlenen Brennzyklen. Abbildung 7 zeigt ein Brückengerüst und eine vollständig verblendete Brücke.

Bruchlasttest

Alle Bruchlasttests wurden mit Hilfe einer Universalprüfmaschine (Zwick TMZ 010®, D-Neu-Ulm) durchgeführt. Zur Testung gelangten sowohl unverblendete Brückengerüste (Testreihe A, Gerüste) als auch verblendete Brücken (Testreihe B, Brücken). Die passgenauen Testobjekte wurden auf die Metallstümpfe des Ausgangsmodells mit Phosphat-Zement (DeTrey Zinc-Fixodont plus®, Dentsply, D-Konstanz) zementiert. Bis zur Testung wurde zur Zementaushärtung mindestens zwei Stunden abgewartet. Anschliessend wurden die beiden Metallstümpfe mit den darauf zementierten Brücken aus dem Gipssockel herausgenommen.

Zur Bruchlastestung wurden die Metallstümpfe mit ihrer planen basalen Fläche (Molar 9 mm², Prämolare 7 mm²) ohne seitliche Fassung auf den gleichfalls planen Tisch der Universalprüfmaschine gestellt. Sie wurden so positioniert, dass sich der lastaufbringende Stempel mittig ca. 1,0 mm über dem Zwischenglied der Brücken bzw. Brückengerüste befand. Eine zwischen dem lastaufbringenden Stempel und dem Testobjekt platzierte 1,0 mm dicke Zinnfolie verhinderte die vorzeitige oberflächliche Beschädigung der Keramik bei Belastungsbeginn und sorgte gleichzeitig für eine gleichmässige Krafteinleitung über die gesamte «oro-vestibuläre» Breite der Zwischenglieder. Die Vorschubgeschwindigkeit der Traverse der Universalprüfmaschine betrug 1,5 mm/min bei einer Vorlast von 5 N. Das Bruchereignis wurde innerhalb des Kraft-Weg-Diagramms als kurzfristiger Abfall der Kraft nach vorgängig kontinuierlicher Steigung aufgezeichnet.

Statistische Auswertung

Zum Vergleich der Bruchlastdatenreihen kam der Mann-Whitney-U-Test (nichtparametrischer Signifikanztest) mit einem



Abb. 7 Brückengerüst und verblendete Brücke

Signifikanzlevel von $p < 0,05$ zum Einsatz. Darüber hinaus wurde der Weibull-Modul «m» der beiden Testreihen nach Linearisierung als Steigung der linearen Regression berechnet (MUNZ & FEIT 1989, MARX et al. 2001).

Resultate

Bruchlastmessung

Die Bruchlastmessungen der Testreihe A (Gerüste) ergaben einen Median von 477 N bei einem Interquartilabstand von 130 N; jene der Testreihe B (Brücken) zeigten einen um 35% höheren Medianwert von 645 N, der Interquartilabstand lag mit 306 N bei mehr als dem doppelten Wert der Testreihe A (Abb. 8).

Der Vergleich der Datenreihe A und B mit Hilfe des zweiseitigen Mann-Whitney-U-Tests ergab einen hoch signifikanten Unterschied ($B > A$) mit $p < 0,01$.

In Tabelle II sind die wichtigsten statistischen Werte der zwei Testreihen gegenübergestellt. Zum besseren Vergleich mit bisherigen Studien sind auch die Mittelwerte und zugehörige Standardabweichungen aufgelistet.

Die Berechnung der Weibull-Moduln ergab für die Testreihe A (Gerüste) einen Wert von $m = 4,7$, für B (Brücken) den Wert $m = 4,0$ (Abb. 9).

Bruchanalyse

Für alle Bruchlastversuche wurden Kraft-Weg-Diagramme aufgezeichnet. Alle so erhaltenen Kurven zeigten nach einem kontinuierlichen Anstieg einen spontanen Abfall im Kurvenverlauf. Der Beginn des Abfalls korrelierte zeitlich mit dem Bruchereignis der Testobjekte. Exemplarisch ist in Abbildung 10 das Kraft-Weg-Diagramm der Testreihe A schematisch dargestellt.

Bei allen getesteten Brücken und Gerüsten konnte ein ähnlicher Bruchverlauf festgestellt werden. Die initiale Rissbildung ist jeweils an der basalen Seite einer der beiden Connectorregionen unmittelbar am Fügespalt zu erkennen. Der Riss setzt sich, den Fügespalt sofort verlassend, bogenförmig verlaufend durch den Körper des vorfabrizierten Zwischengliedes zur Mitte des Zwischengliedes bzw. zur Krafteinleitungstelle fort (Abb. 11).

Diskussion

In der Literatur wird die maximale Kaukraft für antagonistische Zahnpaare und kleinspannige Brücken im Seitenzahnbereich je nach Messmethode mit Werten zwischen 50 N und 400 N angegeben (HELKIMO et al. 1977; KÖRBER & LUDWIG 1983; HAGBERG 1986). Bei vorliegendem Bruxismus können Werte von 500 bis 880 N erreicht werden (KELLY 1995 und 1997; KIKUCHI et al. 1997). Durchschnittlich auftretende Kaukraftwerte um 500 N können somit als Referenz zur Bestimmung der minimalen Dauerbeanspruchbarkeit oder Dauerbruchlastgrenze für Seitenzahnbrücken herangezogen werden. Dental-keramische Werkstoffe können durch das so genannte unterkritische Risswachstum in Dauerbeanspruchung bis zu 50% ihrer initial vorhandenen Bruchbeanspruchbarkeit einbüßen. Um eine ausreichende klinische Sicherheit zu gewährleisten, ist dieser Verlust bei der Festlegung der initialen Bruchlastforderung zu berücksichtigen (GEIS-GERSTORFER & FÄSSLER 1999; MARX et al. 2001). Somit ergibt sich als theoretische minimale Initialbruchlastgrenze für vollkeramischen Brückenzahnersatz im Seitenzahngebiet ein Wert von mindestens 1000 N. Die Medianwerte der Testreihen A und B der vorliegenden Studie konnten diesen Wert nicht erreichen.

Um die prospektive klinische Zuverlässigkeit eines Vollkeramiksystems besser abzuschätzen, ist zudem die Streubreite der Resultate von Interesse. Neben der Standardabweichung und der Betrachtung der Interquartilabstände hat sich im Vollkeramiksektor der Weibull-Modul «m» zur Veranschaulichung der Streubreite etabliert. Bei geringer Streubreite liegt ein hoher Wert «m» vor, der wiederum als Mass für die Zuverlässigkeit des Systems herangezogen werden kann (MARX et al. 2001). Der Weibull-Modul der Testreihe A (Gerüste) lag mit $m = 4,7$ höher als derjenige der Testreihe B (Brücken) mit $m = 4,0$. In einer Studie von FILSER et al. (2001) konnte für Brücken aus Zirkoniumoxid ein höherer Wert von $m = 6,1$ erzielt werden. Mit den vorliegenden Ergebnissen vergleichbare Werte ergaben sich in der gleichen Studie für IPS-Empress-2®-Brücken ($m = 3,0$) und Brücken aus der InCeram-Alumina®-Keramik ($m = 3,6$) (FILSER et al. 2001). Biegefestigkeitsprüfungen von Normprüfkörpern der Procera®-Keramik Al_2O_3 ergaben Weibull-Module von $m = 11$, InCeram®-Alumina-Normprüfkörper zeigten Werte von $m = 4$ (ZENG et al. 1996).

Die höheren m-Werte bei Testung von Normprüfkörpern im Vergleich zu den bei Brückentestung erzielten lassen sich anhand der geringeren Testvolumina der Normprüfkörper und der damit geringeren Anzahl rissauslösender Keramikfehlstellen, z.B. Mikrorisse, erklären (MARX et al. 2001). Auffallend jedoch sind die qualitativ gegenläufigen Resultate im Vergleich von Bruchlasttests an Normprüfkörpern aus der Procera®-Keramik Al_2O_3 und der InCeram®-Alumina-Keramik ($Al_2O_3 > InCeram®-Alumina$) einerseits und von Bruchlasttests an 3-gliedrigen Brücken aus diesen Materialien ($Al_2O_3 < InCeram®-Alumina$) andererseits. Tests an Normprüfkörpern ergeben materialspezifische Weibull-Werte; die Procera®-Keramik Al_2O_3 ist dabei der InCeram-Alumina-Keramik überlegen.

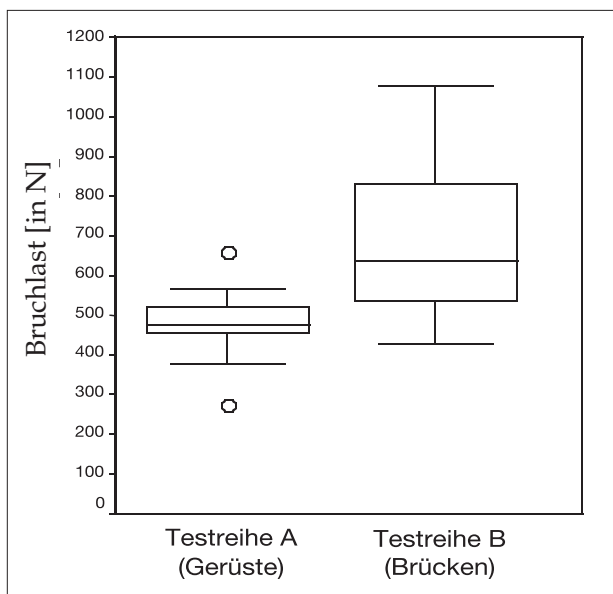


Abb. 8 Boxplotdarstellung der Bruchlastergebnisse der Testreihe A (Gerüste) und Testreihe B (Brücken)

Tab. II Übersicht: statistische Werte der Bruchlasttests [in N]

| | Median | Interquartil-Abstand | Min. | Max. | Mittelwert | Standardabweichung |
|-------------|--------|----------------------|------|------|------------|--------------------|
| A (Gerüste) | 477 | 130 | 272 | 656 | 478 | 110 |
| B (Brücken) | 645 | 306 | 436 | 1089 | 706 | 213 |

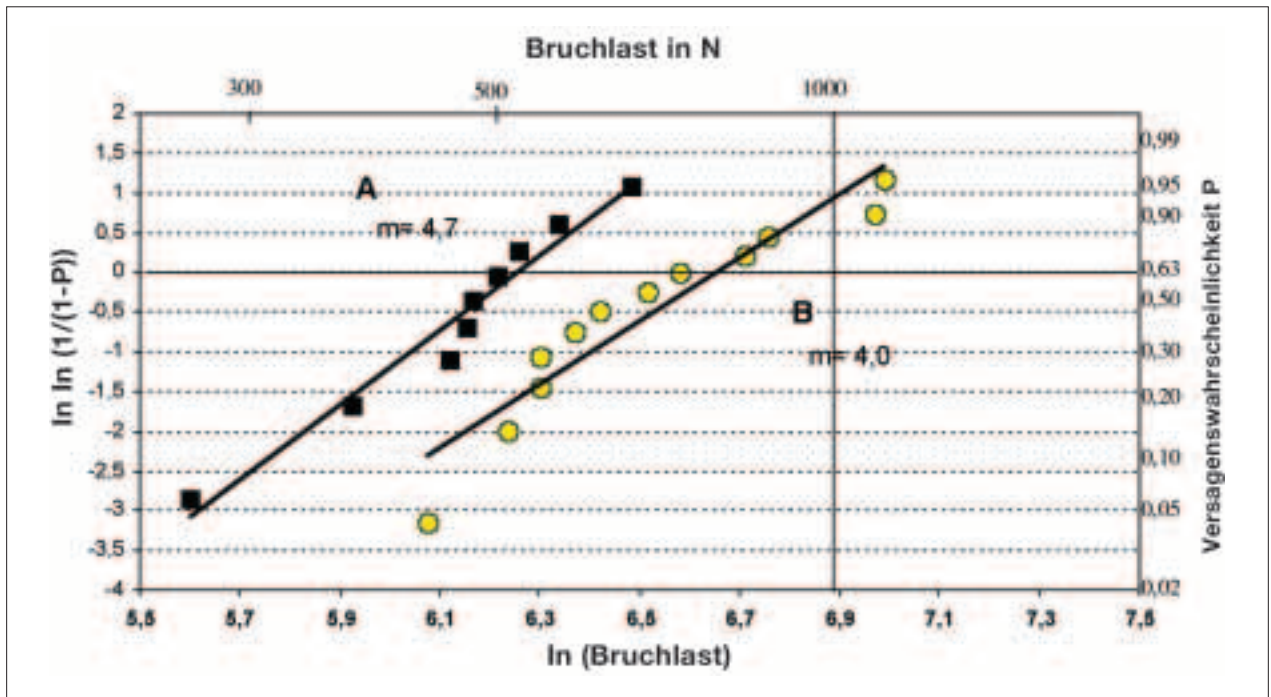


Abb. 9 Bruchlasten der Testreihen A (Gerüste) und B (Brücken) in der Weibull-Diagramm-Darstellung, m = Weibull-Modul (entspricht der Steigung der linearen Regression)

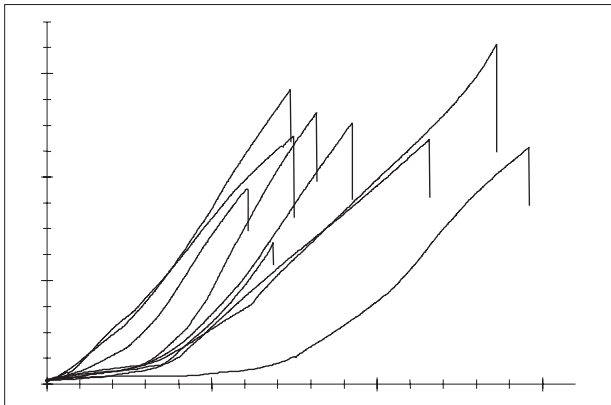


Abb. 10 Kraft-Weg-Diagramm der Testreihe A (Gerüste)

Die Ergebnisse der Brückenbruchlasttests in der vorliegende Studie widerspiegeln jedoch die Eigenschaften eines «Verbundsystems», bestehend aus drei mit einem glaskeramischen Material verbundenen Al_2O_3 -Keramikteilen. Dieses «Verbundsystem» erreicht nicht die hohen Werte des reinen Al_2O_3 , es werden lediglich Werte von InCeram®-Alumina-Brücken erreicht.

In der vorliegende Studie zeigten die verblendeten Brücken (Testreihe B) einen geringeren Weibull-Modul als die unverblendeten Gerüste (Testreihe A). Diese Beobachtung konnte auch beim Vergleich von unverblendeten und verblendeten Brückengerüsten aus Zirkoniumoxid gemacht werden (FILSER et al. 2001).

Obwohl industriell bearbeitetes Al_2O_3 als Grundmaterial bei der Herstellung von Procera®-Brücken verwendet wird, kommt es im Rahmen dieses Versuches nicht zu den zu erwartenden hohen Bruchlastergebnissen und Weibull-Moduln. Eine Begründung hierfür könnte das manuell durchgeführte Zusam-

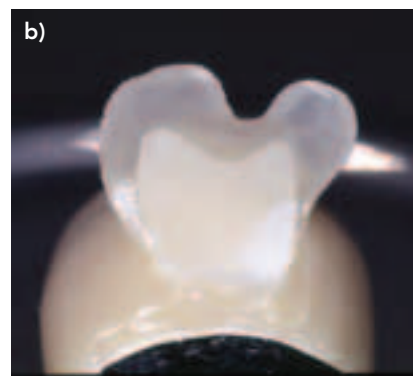


Abb. 11 Brücke der Testreihe B nach erfolgter Bruchlastprüfung (a) und Bruchfläche (b)

menfügen der Brückenanteile sein, was die hohen Qualitätsstandards der industriell hergestellten Al_2O_3 -Brückenteile relativiert. Ausgerechnet im Connectorbereich der Brücken, der bei Belastung besonders stark beansprucht wird (OH et al. 2002), kommt ein Keramikverbindungsmaterial zur Anwendung, das nicht die gleichen physikalischen Eigenschaften wie das Al_2O_3 -Grundmaterial aufweist. Gleichzeitig ist der Vorgang des Zusammenfügens mit einer Vielzahl von Arbeitsschritten verbunden. Das Vorgehen muss deshalb als technisch sehr empfind-

lich und fehleranfällig eingestuft werden. In diesem Zusammenhang wird darauf hingewiesen, dass die Verbindung der in der vorliegenden Studie getesteten Brückengerüste durch den Hersteller selbst durchgeführt wurde. Bei Durchführung der Verbindung im zahntechnischen Labor, wie vom System eigentlich vorgesehen, müsste mit noch höheren Streubreiten gerechnet werden.

Die Feststellung, dass sich manuelle Arbeitsschritte negativ auswirken können, ergibt sich darüber hinaus aus der Beobachtung der Verringerung der Weibull-Moduln durch die ebenfalls manuell durchgeführten Verblendungen der Gerüste. Manuelle Eingriffe im Rahmen der vorliegenden Versuchsanordnung scheinen die Belastbarkeit bzw. Zuverlässigkeit der Werkstücke unvorhersehbar zu beeinflussen. Basierend auf den Ergebnissen dieser Laborstudie muss im Seitenzahnsegment der Einsatz von vollkeramischen Brücken, hergestellt auf der Basis des Procera®-Systems, in der Klinik als zumindest fraglich eingestuft werden.

Summary

RODIGER O, KAPPERT H F, MARINELLO C P: **Fracture resistance of three-unit posterior FPD manufactured with the Procera®-System:** An in-vitro study (in German). Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 207–213

The aim of this investigation was to evaluate the fracture resistance of three-unit fixed partial dentures manufactured with the Procera®-System in vitro.

Metal abutments representing the teeth 25 and 27 were prepared with a 90° circumferential internally rounded shoulder. The abutments were duplicated with polyvinylsiloxane, and master dies were fabricated.

Using the Procera®-System, 21 aluminiumoxid frameworks were manufactured. Twelve of these were veneered with porcelain in a standardized manner. All non-veneered and veneered frameworks were cemented on the original metal abutments and loaded to fracture. The mean fracture loads of the non-veneered and veneered frameworks were 477 N and 645 N, respectively.

The Weibull modules of the test series were 4.7 for the non-veneered and 4.0 for the veneered frameworks. The in vitro results of this investigation seem to indicate that the use of fixed partial dentures manufactured with the Procera®-System are clinically questionable. Furthermore, the low Weibull modules point to a limited fracture predictability. Assuming that chewing forces up to 600 N may occur in the molar region and loading of dental ceramics causes fatigue and weakening over time, the clinical application may not be recommended.

Résumé

Le but de ce travail était de déterminer en laboratoire la résistance mécanique de bridges postérieurs entièrement en céramique fabriqués avec l'aide du système Procera®. Des piliers métalliques représentant les dents 25 et 27 ont été préparés avec un épaulement circulaire. Les piliers ont été doublés avec du polyvinylsiloxane pour la fabrication d'un modèle de plâtre. 21 châssis en oxyde d'aluminium ont été fabriqués à l'aide du système Procera®, parmi lesquels 12 ont été recouverts de porcelaine de manière standard.

Toutes les armatures – avec ou sans porcelaine – ont été scellées sur les piliers métalliques avec du ciment de phosphate de zinc, avant d'être testées mécaniquement jusqu'à la fracture. Les va-

leurs des médianes des résultats de fracture ont donné 477 N pour les armatures sans porcelaine et 645 pour celles recouvertes de porcelaine. Les modules de Weibull respectifs calculés ont donné les valeurs de 4,7 et 4,0. Partant de l'hypothèse que la force masticatrice dans la région postérieure peut atteindre des valeurs allant jusqu'à 600 N, les présents résultats en laboratoire semblent indiquer que l'utilisation clinique de bridges fabriqués avec le système Procera® est questionnable. De plus, les valeurs réduites des modules de Weibull donnent à penser que la fiabilité des bridges testés est insuffisante.

Literaturverzeichnis

ANDERSSON M, ODEN A: A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand 51: 59–64 (1993)

ANDERSSON M, RAZZOOG M E, ODEN A, HEGENBARTH E A, LANG B R: Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int 29: 285–296 (1998)

EDELHOFF D, SPIEKERMANN H, RÜBBEN A, YILDIRIM M: Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik. Quintessenz 50: 177–189 (1999)

FILSER F, KOCHER P, WEIBEL F, LUTHY H, SCHARER P, GAUCKLER L J: Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent 4: 89–106 (2001)

GEIS-GERSTORFER J, FÄSSLER P: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und InCeram. Dtsch Zahnärztl Z 54: 692–694 (1999)

HAGBERG C: Electromyography and bite force studies of muscular function and dysfunction in masticatory muscles. Swed Dent J Suppl 37: 1–64 (1986)

HELKIMO E, CARLSSON G E, HELKIMO M: Bite force and state of dentition. Acta Odontol Scand 35: 297–303 (1977)

KAPPERT H F, KNOBE H, SCHULTHEISS R: [Strength of the In-Ceram system under mechanical loads and thermocycling in artificial saliva]. Dtsch Zahnärztl Z 46: 129–131 (1991)

KELLY J R: Clinical failure of dental ceramics structures: Insight from combined fractography, in vitro testing and Finite Element Analysis. Ceramic Transactions 48:125–137 (1995)

KELLY J R: Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Ann Rev Mat Science 27 : 443–468 (1997)

KIKUCHI M, KORIOTH T W P, HANNAM A G: The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. J Dent Res 76: 1316–1325 (1997)

KÖRBER K H, LUDWIG K: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Lab 31: 55–60 (1983)

MARX R, FISCHER H, WEBER M, JUNGWIRTH F: Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56: 90–98 (2001)

MCLAREN E A: All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent 19: 307–308 (1998)

MUNZ D, FETT T: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Berlin: Springer (1989)

ODEN A, ANDERSSON M, KRYSSTEK-ONDRAČEK I, MAGNUSSON D: Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 80: 450–456 (1998)

ÖDMAN P, ANDERSSON B: Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. Int J Prosthodont 14: 504–509 (2001)

- OH W, GÖTZEN N, ANUSAVICE K J: Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 81: 623–627 (2002)
- PRÖBSTER L: Klinische Langzeiterfahrungen mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram. *Quintessenz* 48: 1639–1646 (1997)
- RAIGRODSKI A J, CHICHE G J: The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 86: 520–525 (2001)
- SEGAL B S: Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 85: 544–550 (2001)
- SJOGREN G, LANTTO R, GRANBERG A, SUNDSTROM B O, TILLBERG A: Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 12: 122–128 (1999)
- SORENSEN J A: The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 22: 153–163 (1999)
- SORENSEN J A, CRUZ M, MITO W T, RAFFEINER O, MEREDITH H R, FOSER H P: A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11: 95–106 (1999)
- SORENSEN J A, KANG S K, TORRES T J, KNODE H: In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 26: 207–214 (1998)
- SORENSEN J A, KNODE H, TORRES T J: In-Ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol* 15: 41–46 (1992)
- TINSCHERT J, NATT G, DOOSE B, FISCHER H, MARX R: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 545–550 (1999)
- VULT VON STEYERN P, JONSSON O, NILNER K: Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 14: 379–384 (2001)
- ZENG K, ODEN A, ROWCLIFFE D: Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 9: 434–439 (1996)