

D. Farhan¹, M. Alai-Omid¹, D.R. Reißmann¹, P. Rammelsberg²

Einfluss der basalen Verblendschichtstärke auf die Frakturfestigkeit vollkeramischer Inlaybrücken

Effect of basal ceramic veneer thickness on the fracture strength of all-ceramic inlay-retained FDPs



D. Farhan

Einführung: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Verblendschichtstärke an der basalen Seite des Brückengliedes auf die Frakturfestigkeit von vollkeramischen Inlaybrücken auf Zirkoniumdioxidbasis zu untersuchen.

Material und Methode: Definierte Inlaykavitäten wurden in einen ersten unteren Prämolaren und in einen zweiten unteren Molaren präpariert. Die okklusale Kavitäten maßen 2 mm in der Breite und Höhe. Die approximalen Kästen waren zudem 5 mm hoch. Es wurden Duplikate der Zähne aus einer Co-Cr-Legierung gegossen, die Wurzeln mit einem Schrumpfschlauch zur Imitation von physiologischer Beweglichkeit versehen und anschließend in einen PMMA-Sockel zur Simulation des Fehlens eines Prämolaren und Molaren eingebettet. 40 vollkeramische Brückengerüste wurden mittels CAD/CAM-Verfahren hergestellt und anschließend mit einer Presskeramik (Ivoclar/ Vivadent/ Lichtenstein) verblendet. Alle Brückengerüste entsprachen derselben Dimension und Größe. Die 40 vollkeramischen Brücken wurden in vier Gruppen geteilt und mit verschiedenen Verblendschichtstärken an der basalen Brückenseite verblendet. Dabei war die basale Fläche bei der Gruppe B-0 unverblendet, bei der Gruppe B-1 mit 1 mm und bei der Gruppe B-2 mit 2 mm verblendet. 10 vollkeramische und gänzlich unverblendete Gerüste bildeten die Gruppe G und 10 metallkeramische Inlaybrücken fungierten als Kontrollgruppe MK. Alle Brücken wurden mit Variolink II zementiert (Ivoclar/ Vivadent/ Lichtenstein). Nach einem künstlichen Alterungsprozess mit Thermocycling zwischen 6,5 °C und 55 °C und anschließenden 600.000 Kauzyklen wurden die Brücken von einer anfänglichen Grundbelastung von 50 N aus bis zum Bruch belastet.

Ergebnisse: Alle Brücken überstanden die künstliche Alterung ohne Beschädigung oder Dezementierung. Die Fraktur-

Introduction: The aim of this study was to evaluate the influence of different veneer-ceramic thicknesses at the basal side of pontics on the fracture resistance of all-ceramic zirconia-based inlay retained fixed dental prostheses (FDPs).

Material and Methods: Definite box inlay cavities were performed on a first premolar and a second molar. The inlay preparation preserved dimensions of 2 mm in width and 2 mm in height. The proximal height of the inlay box was 5 mm. Replicas from the prepared abutment teeth were casted with a CoCr-alloy, the roots covered with a shrink tubing to simulate tooth mobility, and fixed in a PMMA model simulating the loss of a premolar and molar. Forty zircon-based and inlay-retained FDPs were manufactured using a CAD/CAM-system and veneered with a heat press ceramic (Ivoclar/ Vivadent/ Lichtenstein). All frames were designed in the same way and with exactly the same dimensions. These forty FDPs were divided into four groups with different thicknesses of the veneering-ceramic in the basal side of pontics. In Group B-0, the gingival veneering thickness was 0 mm, in Group B-1 1 mm and in Group B-2, 2 mm of gingival porcelain. A group of inlay-retained metal-ceramic FDPs (MK) served as control and Group G were completely unveneered. All FDPs were cemented with Variolink II (Ivoclar/ Vivadent/ Lichtenstein). After 10.000 thermal cycles between 6.5 °C and 55 °C and additional 600.000 cycles with 50 N the FDPs were loaded to fracture.

Results: All FDPs survived thermal cycling and mechanical loading without debonding and no signs of fracture existence. For fracture resistance following values were determined. 647 N (SD: 123) for Group B-0, 716 N (SD: 102) for Group G, 812 N (SD: 48) for Group B-1,

¹ Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

² Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Universitätsklinikum Heidelberg

Peer-reviewed article: eingereicht: 26.05.2011, revidierte Fassung akzeptiert: 10.08.2011

DOI 10.3238/dzz.2012.0040-0046

festigkeiten der Brücken lagen bei 647 N (SD: 123) für die Gruppe B-0, 716 N (SD: 102) für die Gruppe G, 812 N (SD: 48) für die Gruppe B-1, 934 N (SD: 129) für die Gruppe B2 und 1005 N (SD: 81) für die Gruppe MK.

Schlussfolgerung: Verblendkeramik kann die Frakturfestigkeit von vollkeramischen Inlaybrücken steigern.

(Dtsch Zahnärztl Z 2012, 67: 40–46)

Schlüsselwörter: Vollkeramik, Inlaybrücken, Zirkoniumdioxid, Keramik, Verblendung, Frakturfestigkeit

Einleitung

Die gesteigerte Entwicklungsaktivität der letzten Jahre auf dem Gebiet der keramischen Werkstoffe hat zu einer ansteigenden Tendenz bei der Anfertigung von vollkeramischem Zahnersatz geführt [15, 18]. Gerade aus ästhetischen Gründen aber auch aus Zwecken der Zahnhartsubstanzschonung werden im Frontzahnbereich zunehmend minimal-invasive und häufig adhäsiv befestigte Restaurationen zur Rehabilitation von Einzelzahnücken genutzt. Restaurationen dieser Art zeigen vielversprechende Erfolgs- und mit herkömmlichen Brückenversorgungen vergleichbare Überlebensraten [13, 24]. Im Seitenzahnbereich hingegen zeigten frühe Versuche der Versorgung einzelner Lücken mit vollkeramischen Werkstoffen hohe Versagensraten [11], die in hohem Maße durch die größeren Kaukräfte bedingt schienen. So war es weiterhin notwendig, substanzschonendere Versorgungen im Seitenzahnbereich auf Metallbasis herzustellen [25]. In solchen Fällen kamen zumeist inlayverankerte Brückenkonstruktionen aus edelmetallfreien Legierungen, die auf herkömmliche Art und Weise verblendet wurden, zum Einsatz. Nachteilig bei diesen Konstruktionen war die Sichtbarkeit der metallischen Inlayflügel, die häufig zu ästhetisch unbefriedigenden Ergebnissen führten. Durch den Einsatz von vollkeramischen Konstruktionen sollte ein solcher ästhetischer Nachteil umgangen werden. Frühe vollkeramische Systeme tolerierten jedoch die erhöhten Kaubelastungen im Seitenzahnbereich nicht und versagten häufig [7, 35]. Aufgrund der stetigen Verbesserung von CAD/CAM-Systemen in Verbindung mit der hochfesten yttriumstabilisierten Zirkoniumdioxidkeramik als Gerüstwerkstoff zeigten vollkeramische Klebebrücken in

Laboruntersuchungen ausreichende, scheinbar für den Seitenzahnbereich genügende, Fraktur- und Biegefestigkeiten [23, 34]. Dabei war es jedoch weiterhin aus ästhetischen Gründen notwendig, das stark opake Gerüstmaterial Zirkoniumdioxid mit Verblendkeramiken zu verblenden. Nach vielversprechenden Laboruntersuchungen [1, 26] wurden klinische Studien durchgeführt, die eine Versorgung von Seitenzahnücken mittels vollkeramischer Inlaybrücken realisierten. Diese zeigten im klinischen Verlauf jedoch sehr unterschiedliche Ergebnisse [22, 35]. Solch inhomogene und hohe Versagenswerte wurden durch den schlechten Verbund von Gerüst- zu Verblendkeramik, der fehlenden anatomischen Gerüstunterstützung und durch den Einsatz schwächerer Verblendkeramiken erklärt. Untersuchungen zeigten, dass im gingivalen Bereich der Brückenkonstruktionen hohe von Keramiken schlecht tolerierte Zugkräfte entstehen [18, 30] und so das Versagen der Brücke bedingten [9]. Zwar wurde in Laborstudien, die mit nicht anatomischen Geometrien gearbeitet haben herausgearbeitet, dass der Unterschied der Frakturfestigkeit von basal verblendeten im Vergleich zu basal unverblendeten Gerüsten eher gering zu sein scheint [1, 27], jedoch können klinische Studien dieses nicht bestätigen.

Aus diesen Gründen war es Ziel der vorliegenden Laboruntersuchung, den Einfluss verschiedener Verblendschichtstärken an der basalen Gerüstfläche unter Beachtung der anatomischen Zahnform auf die Frakturfestigkeit der Gesamtkonstruktionen zu untersuchen.

Material und Methode

Insgesamt wurden 50 inlayverankerte Seitenzahnbrücken, 40 vollkeramische

934 N (SD: 129) for Group B-2 and 1005 N (SD: 81) for Group MK.

Conclusions: Veneering material can significantly enhance the fracture load of all ceramic inlay retained FDPs.

Keywords: all-ceramic, inlay-retained, FDPs, zircon, ceramic, fracture strength

und 10 metallkeramische, zum Ersatz eines Prämolaren und eines Molaren hergestellt. Diese wurden in fünf Gruppen zu je 10 Brücken unterteilt.

Präparation der Pfeilerzähne

Die Zähne 44 (od) und 47 (mo) wurden auf einem Studienmodell der Firma Frasco (Frasaco, D-Tettang) jeweils mit einer zweiflächigen Inlaypräparation versehen. Die Präparation wurde mit Diamanten in Normal- und Feinkornausführung (Rotring) und einer Konizität von 3 ° durchgeführt. Die Exaktheit der Neigungswinkel der Kavitätenwände wurde durch die Parallelisierung auf einem Frästisch erzielt. Die Kavität des Zahnes 47 hatte eine Größe von 2 mm in orovestibulärer, sowie von 4 mm in mesiodistaler Richtung, die Kavität des Zahnes 44 maß 2 mm in orovestibulärer und 3 mm in mesiodistaler Richtung. Die zervikale Stufe beider Kavitäten entsprach einer Breite von 1 mm und wurde 3 mm unter das Niveau des Kavitätenbodens abgesenkt, der wiederum eine Tiefe von 2 mm aufwies.

Modellherstellung

Die präparierten Zähne wurden mit einem Präzisionssilikon doubliert (Omni-double, Omnident, D-Rodgau). Im Waxlost-Verfahren wurden identische Pfeilerzähne aus der Kobalt-Chrom-Legierung Remanium 2000 (Dentaurum, D-Ispringen) hergestellt. Zur Simulation physiologischer Beweglichkeiten wurden die Wurzelanteile der Metallzähne mit einem Schrumpfschlauch (CPX 55 Poliolefin, Kentec, D-Waldshut) überzogen. Mittels eines vorgefertigten Schlüssels wurden jeweils ein Prämolar und ein Molar mit einem definierten Abstand von 19 mm in einen Kunststoffsockel einpolymerisiert (Palapress Vario, Herae-

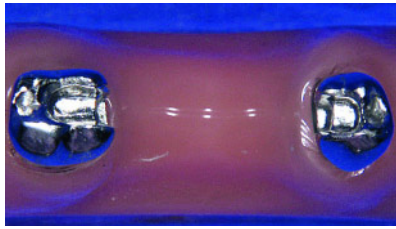


Abbildung 1 Urmodell mit präparierten Zähnen 44 und 47.

Figure 1 Master cast with prepared teeth 44 and 47.

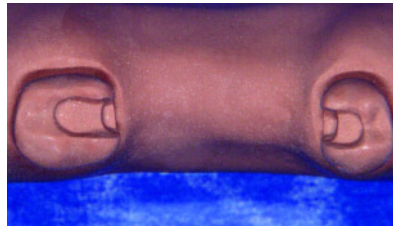


Abbildung 2 Scanmodell aus Scangips.

Figure 2 Scan model from scan plaster.

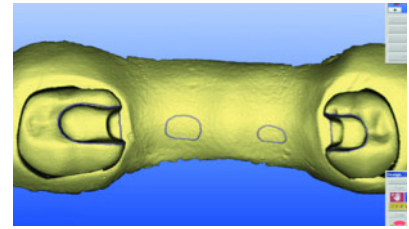


Abbildung 3 Scanvorschau.

Figure 3 Scan preview.

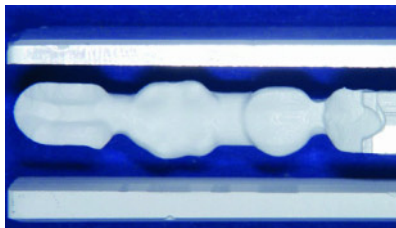


Abbildung 4 Gefrästes Gerüst aus Zirkoniumdioxid.

Figure 4 Manufactured framework from zirconia.



Abbildung 5 Wachsmodellation.

Figure 5 Wax modulation.



Abbildung 6 Fertiggestellte und einzementierte Inlaybrücke.

Figure 6 Cemented inlay-retained fixed partial denture.

us Kulzer, D-Hanau) (Abb. 1). Diese Situation wurde abgeformt (Omnidouble, Omnident, D-Rodgau) und anschließend Modelle aus einem speziellen Scangips (CamBase, Dentona, D-Dortmund) zur Herstellung der 40 Zirkoniumdioxidgerüste angefertigt (Abb. 2).

Gerüsterstellung

Die Gerüste der vollkeramischen Restaurationen wurden aus präfabrizierten 3 mol% yttriumstabilisierten Zirkoniumdioxidblöcken (IPS e.Max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein-Schaan) mittels CAD/CAM-Verfahren hergestellt (Cerec) (Abb. 3 und 4). Die Verbinderstärken betragen 8 mm² zwischen den Brückenankern und dem Brückenglied, sowie 12 mm² zwischen den beiden Brückengliedern. Die Höhe in okklusogingivaler Richtung betrug 3,6 ± 0,3 mm und ihre Breite in bukkolingualer Richtung 3,4 ± 0,3 mm. Alle 40 Zirkoniumdioxidgerüste wurden einem achtstündigen Sinterungsprozess unterzogen (Nabertherm, D-Lilienthal/Bremen). Danach blieben 10 Brückengerüste unverblendet (G) und die weiteren drei vollkeramischen Gruppen B-0, B-1 und B-2 erhielten einen Linerbrand (e.Max ZirLiner, Ivoclar Vivadent,

Liechtenstein-Schaan). Anschließend wurde jeweils die anatomische Form aufgewachst und die Schichtstärke des Waxes mittels einer parodontalen Sonde kontinuierlich kontrolliert (Abb. 5). Alle 30 Brücken erhielten eine zirkuläre Schichtstärke von 1 mm und unterschieden sich zwischen den Gruppen ausschließlich durch die Verblendstärke im zu untersuchenden gingivalen Bereich. So wurde Gruppe B-0 basal unverblendet, B-1 basal mit 1 mm Stärke und die Gruppe B-2 mit einer basalen Stärke von 2 mm modelliert. Anschließend wurden diese Brücken im Pressverfahren mit einer Fluorapatitkeramik (ZirPress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein-Schaan) verblendet und mit einem Glanzbrand versehen (Abb. 6). Danach wurden keine bearbeitenden Maßnahmen mehr durchgeführt.

Die 10 metallkeramischen Brücken (MK) wurden aus der Kobalt-Chrom-Legierung Remanium 2000 (Dentaurum, D-Ispringen) hergestellt, mit einer herkömmlichen Verblendkeramik verblendet (IPS InLine, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein-Schaan) und dienten so auf diese Weise als Kontrollgruppe. Alle Fertigungsschritte wurden entsprechend den Herstellerangaben durchgeführt (Abb. 1–6).

Zementierung

Die Kavitäten wurden mit 90 %-Ethanol gereinigt, dampfgestrahlt und die Brücken dann mit dualhärtendem Kompositzement (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein-Schaan) eingesetzt. Nach der Überschussentfernung wurde eine 60-sekündige Lichthärtung mittels UV-Lampe (Alfa, 3M Espe, D-Seefeld) durchgeführt.

Alterung der Brücken

Zur Simulation von Alterungsprozessen wurden die zementierten Brücken einem Thermocycling und einer Kausimulation unterzogen. Dabei wurden die in der Literatur beschriebenen Belastungszeiten gewählt [16], die aus 10.000 x 45 sekundigen Zyklen zwischen 6,5 °C und 55 °C im Thermocycler der Fa. Willytec bestanden (Willytec 3.0, D-München). Bei der anschließenden Kausimulation wurden die Brücken jeweils 600.000-mal mit einer Kraft von 50 N bei einer Frequenz von 1,66 Hz belastet. Die Kraft wurde mittels einer Stahlkugel mit 8 mm Durchmesser auf die Mitte der Konstruktion übertragen. Nach den jeweiligen Alterungsprozessen wurden die Brücken makroskopisch

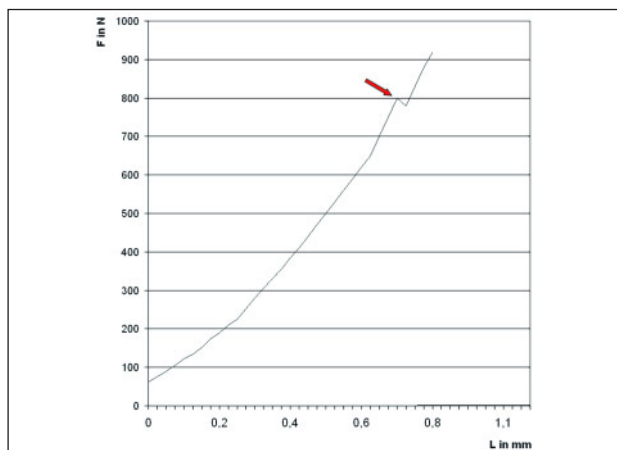


Abbildung 7 Spannungs-Dehnungs-Diagramm.

Figure 7 Stress-strain diagram.

auf Dezementierung und Rissentstehung untersucht.

Bruchversuch

Die Bestimmung der Bruchfestigkeit erfolgte in einer Universalprüfmaschine (Zwick Modell 1445, Zwick Inc., D-Ulm). Die axial einwirkende Kraft wurde zentral, auf der mesialen Randleiste des zweiten Molaren angesetzt und mit einem Vorschub von 0,5 mm/min auf einer 0,5 mm starken Zinnfolie bis zum Versagen der Konstruktion vorangetrieben. Die Zinnfolie diente dabei zur Vermeidung von Spannungsspitzen im Kontaktbereich.

Die Belastungsgrenze wurde bei Entstehung des ersten Risses, der durch einen Peak auf dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm mit einem Kraftabfall von über 10 % verbunden war, dokumentiert (Abb. 7).

Statistische Auswertung

Die Daten wurden mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung getestet. Im Anschluss wurde die Gleichheit der Varianzen der untersuchten Subgruppen durch den Levenes-Test geprüft.

Es wurden für alle Subgruppen die Mittelwerte mit den dazugehörigen 95%-Konfidenzintervallen (95%-KI) errechnet. Unterschiede innerhalb der Grundgesamtheit aller Subgruppen wurden mittels einfaktorierlicher Varianzanalyse (ANOVA) auf statistische Signifi-

kanz geprüft. Für paarweise Vergleiche der Subgruppen kam der t-Test für unabhängige Stichproben zum Einsatz. Die Wahrscheinlichkeit für einen Typ-I-Fehler wurde auf $p < 0,05$ gesetzt.

Alle statistischen Analysen wurden mit der Statistiksoftware Stata 11.0 (StataCorp. 2009, College Station, TX, USA) durchgeführt.

Ergebnisse

Alle Brücken überstanden die künstlichen Alterungsprozesse schadlos. Beim Bruchversuch kam es durch eine Fehlfunktion des Gerätes zu einem spontanen und schnellen Anstieg der Kraftentwicklung und so zur Zerstörung einer Brücke der Gruppe B-1. Für dieses Ereignis wurden keine Daten dokumentiert, so dass diese Brücke nicht zur Auswertung herangezogen werden konnte. Es konnten somit die Daten von insgesamt $N = 49$ Brücken ausgewertet werden (Tab. 1). Die Bruchlinie verlief von basal und bukkal bis zum Punkt der okklusalen Krafteinwirkung.

Der Kolmogorov-Smirnov-Test konnte die Normalverteilung der erhobenen Daten ($p = 0,2$) nicht ablehnen. Der Levenes-Test ergab eine vergleichbare Varianz der einzelnen Gruppen ($p = 0,109$) und unterstützt somit die Anwendung der parametrischen Teststatistik (ANOVA, t-Test).

Die Mittelwerte der Frakturfestigkeiten betragen 647 N für die Gruppe B-0, 716 N für die Gruppe G, 812 N für die

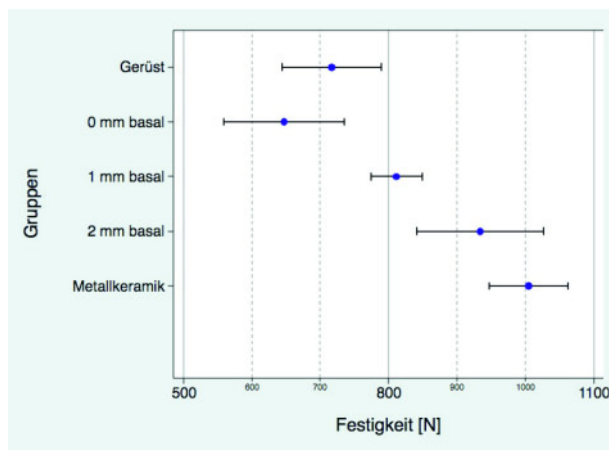


Abbildung 8 Mittelwerte und dazugehörige 95%-Konfidenzintervalle (KI) der Prüfgruppen.

Figure 8 Means [N] and 95%-confidence-intervals (ci).

Gruppe B-1, 934 N für die Gruppe B-2 und 1.005 N für die Gruppe MK (Tab. 1; Abb. 8). Die ANOVA zeigte statistisch hoch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Testgruppen ($p < 0,001$). Im paarweisen Vergleich zeigte sich, dass die Werte der Frakturfestigkeiten der Gruppe B-2 signifikant höher waren als die der Gruppen G, B-0 und B-1. Die Gruppe MK war bis auf die Gruppe B-2 allen anderen Gruppen hoch signifikant überlegen (Tab. 2).

Diskussion und Schlussfolgerung

Die in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Ergebnisse zeigen eine Steigerung der Festigkeit mit steigender basaler Verblendschichtstärke. Zu einer Schwächung der Konstruktion, wie im Vorfeld erwartet, kam es nicht [10, 28]. Einzig die Gruppe G wich von dieser Beobachtung ab, da die Festigkeitswerte höher waren als die der Gruppe B-0. In diesem Zusammenhang wird in der Literatur der Rückgang der Frakturfestigkeit von Zirkoniumdioxidgerüsten mit steigender Anzahl von Keramikbränden beschrieben. Dieses stellt in diesem Zusammenhang einen plausiblen Erklärungsansatz für die hier ermittelten Differenzen zwischen der reinen Gerüstgruppe und der nur basal unverblendeten Gruppe dar [9, 28].

Die vorliegende Studie wurde unter In-vitro-Bedingungen durchgeführt. So lag das Augenmerk auf einer strikten

	Anzahl	Min.	Max.	Mittelwert	95% Konfidenzintervall
Gerüst (G)	10	588	888	716	644 – 789
0 mm basal (B-0)	10	386	823	647	559 – 735
1 mm basal (B-1)	9	719	891	812	775 – 849
2 mm basal (B-2)	10	751	1162	934	841 – 1026
Metallkeramik (MK)	10	859	1117	1005	947 – 1063

Tabelle 1 Mittelwerte der Frakturfestigkeiten [N] und 95%-Konfidenzintervalle der Prüfgruppen.

Table 1 Means of fracture strength [N] and 95%-confidence-intervals (ci).

	G	B-0	B-1	B-2
Gerüst (G)	x	x	x	x
0 mm basal (B-0)	n.s.	x	x	x
1 mm basal (B-1)	P < 0,05	P < 0,01	x	x
2 mm basal (B-2)	P < 0,001	P < 0,001	P < 0,05	x
Metallkeramik (MK)	P < 0,001	P < 0,001	P < 0,001	n.s.

Tabelle 2 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs (t-Test) mit den Wahrscheinlichkeiten (P) als Signifikanzniveaus.

Table 2 Results of pairwise t-test and probability (p).

(Abb. 1–9, Tab. 1 u. 2: D. Farhan)

Standardisierung der Fertigungsabläufe und der Brückenmodellationen. Für die Frakturfestigkeit vollkeramischer Brückenkonstruktionen auf Zirkoniumdioxidbasis werden in der Literatur häufig stark differierende Werte angegeben [17, 21]. Diese Unterschiede hängen von der Gerüstmaterialauswahl, der Dimensionierung des Gerüsts und der Konnektoren, sowie der Auswahl und der Stärke des Verblendwerkstoffes [2, 4] ab. Weiterhin haben die Brückenspanne und die Höhe einen Einfluss. Aus diesen Gründen wurden diese Parameter und Dimensionen unverändert für jede Testbrücke angewendet und lediglich die basale Verblendschichtstärke variiert. So war es möglich, den alleinigen Einfluss der Verblendschichtstärke im gingivalen Bereich auf die Frakturfestigkeit von vollkeramischen Inlaybrücken zu untersuchen.

Bedingt durch die Tatsache, dass an der der Krafteinwirkung entgegengesetzten Seite starke Zugspannungen entstehen, die in diesem Bereich auf die schwächere Verblendkeramik treffen, stellen basale Bereiche häufig den Schwachpunkt von Brückenkonstruktionen dar [19, 21]. Diese entspricht jedoch nicht der allgemeingültigen Sachlage und wird deshalb kontrovers diskutiert [2, 3, 27]. Einige Autoren beschrieben in diesem Zusammenhang einen festigkeitssteigernden Einfluss von Verblendkeramik an der basalen Brückenseite [29, 33]. Sie erklärten dies zum einen durch das Verschließen von Mikrorissen des Gerüstwerkstoffes mit der Verblendkeramik und zum anderen mit dem so vermiedenen direkten Kontakt zwischen dem Gerüstwerkstoff und dem Mundmilieu. In diesem Zusammenhang wird dem Einwirken von Speichel und physikalischen

Belastungen ein negativer Einfluss auf die Langlebigkeit von Zirkoniumdioxid zugeschrieben [31].

In der hier untersuchten Stichprobe wurde durch die Verstärkung der basalen Verblendschichtstärke die gesamte vertikale Dimension der Konstruktion erhöht. Dieser Anstieg der vertikalen Dimension führte zu einer erhöhten Belastbarkeit gegenüber den angelegten okklusalen Kräften. Diese Ergebnisse bestätigten so bereits beschriebene Frakturfestigkeitssteigerungen mit steigender vertikaler Dimension [20]. Ob in diesem Zusammenhang die Erhöhung dieser Dimension durch die Ausdehnung mittels des hochfesten Gerüstwerkstoffes einen weiteren Festigkeitszuwachs erfahren hätte, konnte mit dem vorliegenden Versuchsaufbau nicht ermittelt werden. Weiterhin stellt die vertikale Dimension von Brückengerüsten einen

aufgrund der anatomischen Gegebenheiten in der Mundhöhle nur begrenzt variierbaren Faktor dar.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Gerüste im Unterschied zu vorangegangenen Studien [28] mit einer speziellen dem WAK-Wert angepassten Presskeramik verblendet. Eine solche Anpassung des WAK-Wertes führt zu einer verbesserten Haftung beider Verbundpartner und so zu einer höheren Stabilität [12]. *Aboushelib* spricht in diesem Zusammenhang von einer besseren Benetzbarkeit des Gerüsts mit Presskeramik im Vergleich zu herkömmlicher Verblendkeramik und von einer dadurch erhöhten Frakturfestigkeit [2].

In einer nachfolgenden Untersuchung testete die Arbeitsgruppe um *Aboushelib* zweischichtige Systeme bestehend aus Zirkoniumdioxidgerüsten und verschiedenen Verblendkeramiken, sowie den Einfluss eines Liners auf die Verbundfestigkeit dieser Systeme. Zwar wurde von einer besseren Vernetzung des Gerüsts mit Presskeramik im Gegensatz zu herkömmlicher Verblendkeramik berichtet, dennoch traten Abplatzungen auf, wobei der Einsatz eines Liners zu einer Verschlechterung des Verbundes zwischen Zirkoniumdioxid und Presskeramik führte [3]. In der vorgestellten Studie kam bei jeder verblendeten Vollkeramikbrücke ein Liner zum Einsatz. Der Verzicht auf diesen hätte in Anlehnung an die Untersuchungen von *Aboushelib* eventuell zu einer Erhöhung der Bruchfestigkeitswerte der Brücken führen können. Der Einfluss eines Liners war jedoch nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

Bei der vorgestellten Studie handelt es sich um eine In-vitro-Untersuchung, bei der die Alterungssimulation durch Thermocycling und Kausimulation sowie der Bruchversuch nach üblichen Standards durchgeführt wurden [5, 23]. So entsprechen Wechseltemperaturen von 6,5 °C bis 55 °C den in der Mundhöhle auftretenden Extrembedingungen und 50 N den Kaukräften, die beim Kauen oder Schlucken unter physiologischen Bedingungen erreicht werden [6].


Die unter diesen Voraussetzungen ermittelten Werte lagen alle über den maximal in der Mundhöhle unter physiologischen Bedingungen auftretenden Kaubelastungen von 500 N [8]. Jedoch hat keine der vollkeramischen Gruppen die von einigen Autoren geforderten Bruchfestigkeitswerte von 1000 N für vollkeramische Restaurationen erreicht [32]. Lediglich die metallkeramische Kontrollgruppe lag über diesem Wert. In der Literatur findet man speziell für vollkeramische viergliedrige kronenverankerte Brücken höhere Festigkeitswerte [14, 17]. In einer weiteren Studie wurden viergliedrige inlayverankerte Versorgungen auf Zirkoniumdioxidbasis auf ihre Frakturfestigkeit hin untersucht und Werte mit bis zu 1270 N tolerierter Kaubelastung ermittelt [23]. Die Brücken waren dabei jedoch inhomogen dimensioniert und die basale Verblendschichtstärke nicht gleich bleibend stark modelliert worden.

Für das Treffen einer klinischen Empfehlung für die Anwendbarkeit viergliedriger vollkeramischer Inlaybrücken auf Zirkoniumdioxidbasis mit einer Spannweite von bis zu 19 mm im

Seitenzahnbereich bedarf es noch weiterer Untersuchungen. Die hier vorgestellte In-vitro-Untersuchung zeigt deutlich, dass es nicht zu einer Schwächung der Gesamtkonstruktion durch die Verblendung des basalen Gerüstbereiches kommt, ferner hat die Erhöhung der Verblendschichtstärke zu einer Vergrößerung der Bruchlasten geführt.

Bei der hier vorliegenden Veröffentlichung handelt es sich um die modifizierte Version des Artikels „Effect of gingival ceramic veneer thickness on the fracture strength of zirconia-based fixed dental prostheses“ Am J Dent 2010 Jun;23(3):147–151.

Danksagung

Die Autoren danken Ivoclar/ Vivadent (Liechtenstein-Schaan) für die Unterstützung der Studie. 

Interessenkonflikte: Die Autorin/der Autor erklärt, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

Korrespondenzadresse

Dr. Daniel Farhan
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Martinistrasse 52
20246 Hamburg
E-Mail: d.farhan@uke.de

Literatur

- Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ: Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater* 25, 383–391 (2009)
- Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 23, 952–959 (2007)
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 22, 857–863 (2006)
- Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21, 984–991 (2005)
- Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR: Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 65, 14–21 (2007)
- De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr.: Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40, 326–333 (1978)
- Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M: Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence Int* 32, 269–281 (2001)
- Eichner K: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18, 915–924 (1963)
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV: Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 33, 9–18 (2005)
- Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV: Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 17, 142–149 (2004)
- Harder S, Wolfart S, Eschbach S, Kern M: Eight-year outcome of posterior in-

- lay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent* 38, 875–881 (2010)
12. Kappert HF, Krahe M: Keramiken – eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 27, 668–704 (2001)
 13. Kern M: Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 36, 141–147 (2005)
 14. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 115, 161–166 (2007)
 15. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR: Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent* 4, 348–380 (2009)
 16. Krejci I, Lutz F: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1445–1449 (1990)
 17. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Von Steyern PV: Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 34, 702–709 (2007)
 18. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, et al.: Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 25, 2885–2892 (2004)
 19. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I: Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 87, 516–527 (2002)
 20. Marxkors R: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Carl Hanser Verlag, München, Wien 1993
 21. Oh WS, Anusavice KJ: Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 87, 536–542 (2002)
 22. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O: All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: Preliminary results from a clinical study. *J Dent* 36, 692–696 (2008)
 23. Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P: Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 63, 335–342 (2005)
 24. Rammelsberg P, Gernet W, Pospiech P, Pahle M: Klinischer Vergleich von Adhäsivbrücken in Abhängigkeit von Präparationsform und Gerüstkonditionierung. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 653–656 (1991)
 25. Serdar Cotert H, Ozturk B: Posterior bridges retained by resin-bonded cast metal inlay retainers: a report of 60 cases followed for 6 years. *J Oral Rehabil* 24, 697–704 (1997)
 26. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ: Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 23, 177–185 (2007)
 27. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ: Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 23, 115–123 (2007)
 28. Sundh A, Molin M, Sjogren G: Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21, 476–482 (2005)
 29. Sundh A, Sjogren G: Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 22, 778–784 (2006)
 30. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A: Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 24, 1077–1082 (2008)
 31. Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA: Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 80, 317–321 (2007)
 32. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14, 231–238 (2001)
 33. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 545–550 (1999)
 34. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M: Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 23, 1513–1520 (2007)
 35. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M: A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 18, 497–505 (2005)