

# Forschung · Wissenschaft Recherche · Science

**Editor-in-chief**  
**Chefredaktor**  
**Rédacteur en chef**  
Jürg Meyer, Basel

**Editors**  
**Redaktoren**  
**Rédacteurs**  
Urs Belser, Genève  
Rudolf Gmür, Zürich  
Peter Hotz, Bern

**Assistant Editor**  
**Redaktions-Assistent**  
**Rédacteur assistant**  
Tuomas Waltimo, Basel

## **Advisory board / Gutachtergremium / Comité de lecture**

T. Attin, Zürich  
P. Baehni, Genève  
J.-P. Bernard, Genève  
C.E. Besimo, Basel  
M. Bornstein, Bern  
D. Bosshardt, Bern  
S. Bouillaguet, Genève  
U. Brägger, Bern  
W. Buchalla, Zürich  
D. Buser, Bern  
M. Cattani, Genève  
B. Ciucchi, Genève  
K. Dula, Bern  
D. Ettl, Zürich  
G. Eyrich, Zürich  
A. Filippi, Basel  
J. Fischer, Zürich  
L.M. Gallo, Zürich  
U. Gebauer, Bern  
R. Glauser, Zürich  
W. Gnoinski, Zürich  
T. Göhring, Zürich  
K.W. Grätz, Zürich  
Ch. Hämmerle, Zürich

N. Hardt, Luzern  
T. Imfeld, Zürich  
K.H. Jäger, Basel  
J.-P. Joho, Genève  
R. Jung, Zürich  
S. Kiliaridis, Genève  
I. Krejci, Genève  
J.Th. Lambrecht, Basel  
N.P. Lang, Bern  
T. Lombardi, Genève  
H.U. Luder, Zürich  
A. Lussi, Bern  
H. Lüthy, Basel  
C. Marinello, Basel  
G. Menghini, Zürich  
R. Mericske-Stern, Bern  
J.-M. Meyer, Chêne-Bougeries  
T. Mitsiadis, Zürich  
A. Mombelli, Genève  
W. Mörmann, Zürich  
F. Müller, Genève  
S. Palla, Zürich  
S. Paul, Zürich  
T. Peltomäki, Zürich

M. Perrier, Lausanne  
B. Pjetursson, Bern  
M. Ramseier, Bern  
M. Richter, Genève  
H.F. Sailer, Zürich  
G. Salvi, Bern  
J. Samson, Genève  
U.P. Saxer, Zürich  
J.-P. Schatz, Genève  
S. Scherrer, Genève  
P.R. Schmidlin, Zürich  
P. Schüpbach, Horgen  
J. Türp, Basel  
H. van Waas, Zürich  
P. Velvart, Zürich  
T. von Arx, Bern  
F. Weber, Zürich  
R. Weiger, Basel  
A. Wichelhaus, Basel  
A. Wiskott, Genève  
M. Zehnder, Zürich  
H.F. Zeilhofer, Basel  
N.U. Zitzmann, Basel

**Publisher**  
**Herausgeber**  
**Editeur**  
Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft SSO  
Société Suisse d'Odonto-Stomatologie  
CH-3000 Bern 7

**Adresse der wissenschaftlichen Redaktion**  
Prof. Jürg Meyer  
Universitätskliniken für Zahnmedizin  
Institut für Präventivzahnmedizin und Orale Mikrobiologie  
Hebelstr. 3  
4056 Basel

# Marginale Passgenauigkeit presskeramischer Vollveneers unterschiedlicher Präparation vor und nach Kausimulation

## Zusammenfassung

Diese In-vitro-Studie beschreibt die marginale Passgenauigkeit presskeramischer Vollveneers-Restaurationen unterschiedlicher Präparation. Randspaltmessungen erfolgten nach adhäsiver Befestigung und nach kausimulierter Dauerbelastung der Veneers. 64 extrahierte, menschliche mittlere Oberkieferfrontzähne wurden in vier Gruppen zu je 16 Zähnen eingeteilt und wie folgt präpariert: Gruppe SZ = im Zahnschmelz (S) begrenzte 0,5 mm tiefe Präparation mit hoher palatinaler Stufe (antagonistischer Kontakt auf dem Zahn [Z]); Gruppe SK = im Zahnschmelz begrenzte 0,5 mm tiefe Präparation mit tiefer palatinaler Stufe (antagonistischer Kontakt auf der Keramik [K]); Gruppe DZ = Dentin (D) einbeziehende 1 mm tiefe Präparation mit hoher palatinaler Stufe (antagonistischer Kontakt auf dem Zahn); Gruppe DK = Dentin einbeziehende 1 mm tiefe Präparation mit tiefer palatinaler Stufe (antagonistischer Kontakt auf der Keramik). Die Presskeramik IPS e. max® Press\* diente zur Herstellung der Veneers. Die adhäsive Befestigung erfolgte mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink® II\* (\*Ivoclar-Vivadent). Die Prüfkörper wurden 1,2 Mio. Zyklen (1,6 Hz; 49 N) im Kausimulator und thermozyklischen Wechselbelastungen (5500; 5 °C/55 °C) ausgesetzt. Die computergestützte Randspaltanalyse mittels Stereoauflichtmikroskop (200×) ergab in den Gruppen nach Zementierung Mittelwerte zwischen 56 µm und 64 µm. Nach der Kausimulation trat keine signifikante Veränderung der mittleren Messwerte auf. Weder die adhäsive Befestigung der Vollveneers an vornehmlich Schmelz oder Dentin noch die Lage des Kontaktpunktes ergaben im Untersuchungszeitraum einen eindeutig nachweisbaren Einfluss auf die Randpassung. Die Dauerbelastung der Restaurationen im Kausimulator hatte keine mit den angewandten Messmethoden nachweisbare signifikante Veränderung der Randpassung zur Folge.

CHRISTIAN F. J. STAPPERT<sup>1,2</sup>, JAN DERKS<sup>1</sup>,  
THOMAS GERDS<sup>1,3</sup> und JÖRG R. STRUB<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Universitätsklinikum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

<sup>2</sup> Department of Biomaterials & Biomimetics, College of Dentistry, New York University

<sup>3</sup> Institut für medizinische Biometrie und medizinische Informatik der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Schweiz Monatsschr Zahnmed 117: 474–482 (2007)

Schlüsselwörter: Keramik, Presskeramik, Randspalt, Veneer, Präparation, Kausimulation, Vollveneers

Zur Veröffentlichung angenommen: 3. Februar 2007

## Korrespondenzadresse:

Christian F. J. Stappert, DDS, MS, Dr. Med. Dent.,  
Visiting Research Professor, Department of Biomaterials &  
Biomimetics, Arnold and Marie Schwartz Hall of Dental  
Sciences, 345 East 24<sup>th</sup> Street (Rm 846S), New York,  
NY 10010, USA  
Tel. 001-212-998-9939, Fax 001-212-995-4244  
E-Mail: christian.stappert@nyu.edu

## Einleitung

Die Korrektur von Frontzahndefekten und -anomalien mit keramischen Veneers stellt heute in der zahnärztlichen Behandlung eine anerkannte Versorgungsform dar (DUMFAHRT & SCHAFFER 2000; FRIEDMAN 1998; KARLSSON et al. 1992; KREULEN et al. 1998; NORDBO et al. 1994; PEUMANS et al. 2004). Der Indikationsbereich keramischer Veneers, basierend auf der Defektgröße, wurde innerhalb der letzten Jahre deutlich erweitert (BELSER et al. 1997). Neben der keramischen Fassung der Inzisalkante findet eine

Ausdehnung der Veneerpräparation auf die oralen Zahnflächen Anwendung bis hin zum Vollveneer, welches die gesamte Zahnkrone umfassen kann (STAPPERT et al. 2005b, c). Gegenüber Vollkeramik- oder Metallkeramikronen bieten Veneers den Vorteil einer die Zahnhartsubstanz schonenderen Präparation (EDELHOFF & SORENSEN 2002). Ihre hohe Transluzenz und Farbanpassung an die Trägerzahnhartsubstanz, impliziert durch die glaskeramischen Materialeigenschaften, ermöglicht gute ästhetische Ergebnisse (DUMFAHRT 2000). Trotz guter Langzeitprognose treten auch bei Veneerversorgungen Misserfolge auf, die gemäss Langzeitstudien vorwiegend in Zusammenhang mit Keramikfrakturen und Randspaltdefekten stehen (PEUMANS et al. 2004). Veneerrestorationen sollen daher eine gute Dauerfestigkeit und Passgenauigkeit erzielen. Die Zementfuge im Randbereich einer Veneerrestoration ist den Einflüssen der Mundhöhle ausgesetzt. Die verwendeten adhäsiven Befestigungskomposite können infolge der primären Polymerisationsschrumpfung, unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten der Verbundmaterialien oder durch Kompositauswaschungen Undichtigkeiten im Randbereich aufweisen (MCKINNEY & WU 1985; PEUMANS et al. 2004). Je grösser der Randspalt nach Zementieren der Restauration ist, umso schneller und deutlicher ist dieser Effekt zu beobachten (GUZMAN et al. 1997; SHINKAI et al. 1995). Undichtigkeiten und Randspaltbildungen begünstigen Plaqueanlagerung, Kariesbildung, gingivo-parodontale Entzündungsreaktionen (FELTON et al. 1991) und Verfärbungen der Klebefuge (LIM & IRONSIDE 1997). Die Passgenauigkeit keramischer Veneers ist daher von hohem klinischen Interesse. Im Allgemeinen wird eine Klebefugebreite zwischen 50 µm und 100 µm für vollkeramische Restaurationen gefordert (SPIEKERMANN 1986). Die klinische Erfassung von präzisen quantitativen Daten zur Randpassung von keramischen Veneers ist auf direktem Wege während der Kontrollsitzen jedoch kaum möglich (FRADEANI et al. 2005) und zudem auf die zugänglichen Restaurationsbereiche beschränkt (COYNE & WILSON 1994; PEUMANS et al. 2004). Kausimulation und künstliche Alterung ermöglichen hingegen eine Testung unter standardisierten Bedingungen, quantitative Messungen und eine signifikante Verkürzung des Testzeitraumes (KERN et al. 1999).

*In-vitro*-Studien zur Randpassung von keramischen Veneers sind in Tabelle I zusammengefasst.

In der vorliegenden *In-vitro*-Studie sollte geprüft werden, ob die marginale Passgenauigkeit presskeramischer Vollveneer-Restaurationen durch unterschiedliche Präparationsformen beeinflusst wird. Ferner war von Interesse, ob kausimierte Dauerbelastungen und Thermowechsel der Restaurationen zu einer Veränderung der marginalen Passgenauigkeit der Veneers führen können.

## Material und Methode

### Forschungshypothesen

- 1) Aufgrund einer Schwächung des Klebeverbundes unter Dauerbelastung sowie hydrolytischer und thermozyklischer Exposition der Klebefuge galt eine Verschlechterung der marginalen Passgenauigkeit nach Kausimulation als wahrscheinlich.
- 2) Da die zu testenden Vollveneer-Gruppen in der Präparation hinsichtlich der Schmelz-Dentin-Exposition stark variierten, wurde ein möglicher Einfluss auf den Haftverbund Zahn/Komposit diskutiert. Unterschiedliche Klebefugebreiten nach Kausimulation in Abhängigkeit von der Präparationsform wären die Folge.
- 3) Eine direkte Lastapplikation auf die keramische Restaurationsoberfläche wird mit erhöhten Kompressions-, Scher- und Zugkräften auf die Restauration und den Klebeverbund in Verbindung gebracht. Ist eine direkte Kontaktbelastung des Vollveneers während der Kausimulation gegeben, könnte dies eine Zunahme der Klebefugebreite verursachen.

### Zahnauswahl und Präparation

Für diese Studie wurden 64 menschliche, mittlere Oberkieferfrontzähne vergleichbarer Grösse verwendet (Varianz  $\leq 5\%$ ). Nach der Extraktion wurden die Zähne mit Scalern gereinigt und umgehend in 0,1%iger Thymollösung bei Zimmertemperatur für maximal drei Monate gelagert (SPARRIUS & GROSSMAN 1989). Alle Zähne waren kariesfrei, füllungsfrei und nicht endodontisch behandelt. Die 64 Zähne wurden nach dem Zufallsprinzip gleich-

Tab. I Literaturübersicht von *In-vitro*-Randspaltuntersuchungen an keramischen Veneers.

Autor/Jahr	Technik	Mittlerer Randpassung
CELIK & GEMALMAZ (2002)	Artglass (Heraeus Kulzer, Hanau, D) IPS Empress (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, FL)	Nicht gestrahlt: 179 µm Gestrahlt: 176 µm Nicht gestrahlt: 272 µm
CHRISTGAU et al. (1999a)	IPS Empress (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, FL)	Kein signifikanter Unterschied der Randpassung bei unterschiedlichen Zementen. Künstliche Alterung führte zu einer signifikanten Verschlechterung der Randpassung.
FUZZI et al. (1996)	IPS Empress (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, FL)	61 µm
HANNIG et al. (1995)	IPS Empress (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, FL)	Schmelzbezogen nach Alterung: 75% klinisch akzeptabel Dentinbezogen nach Alterung: 75% klinisch akzeptabel
HARASANI et al. (1991)	Vitadur N (Vita, Bad Säckingen, D)	50–195 µm
LIM & IRONSIDE (1997)	Dicor (Dentsply Int, York, USA) Vitadur Hi-Ceram and Vitadur-N (Vita, Bad Säckingen, D)	Nicht gestrahlt: 96 µm Gestrahlt: 143 µm Nicht gestrahlt: 96 µm Gestrahlt: 114 µm
SIM & IBBETSON (1993)	Vitadur N (Vita, Bad Säckingen, D) Dicor (Dentsply Int, York, USA)	60–80 µm 140–180 µm
SOERENSEN et al. (1992)	Ceramco II (Johnson and Johnson, East Windsor, USA) Vitadur N (Vita, Bad Säckingen, D)	187 µm 242 µm
TAY et al. (1987)	Vitadur N (Vita, Bad Säckingen, D)	400 µm

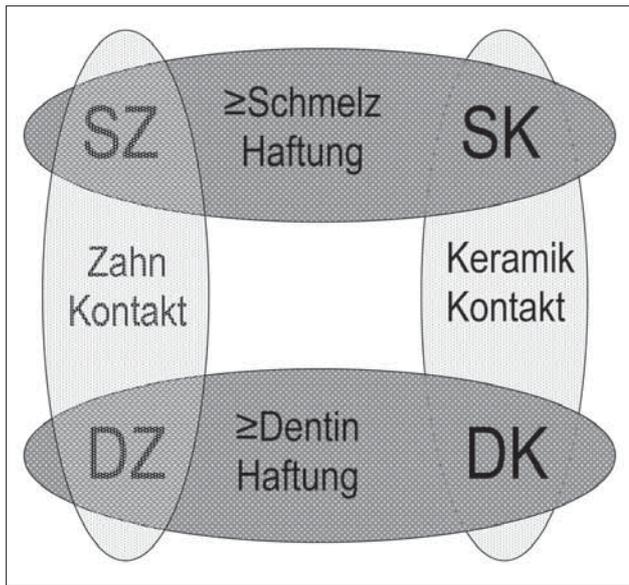


Abb. 1 Schematische Darstellung der Vollveneer-Gruppen SZ, SK, DZ und DK in Bezug zur Zahnhartsubstanzhaftung und Kaubelastungskontaktfläche.

mässig auf vier Testgruppen (n=16) verteilt. Vor der Präparation wurden zwei Silikonabformungen (Optosil®, Heraeus Kulzer, Wehrheim/Ts, D) von jedem Originalzahn genommen. Die erste Abformung wurde in labio-palatinaler Richtung durchtrennt und diente zur Kontrolle des Zahnhartsubstanzabtrages bei der jeweiligen Präparationsform. Die zweite Abformung wurde als Orientierungshilfe zum nachfolgenden Wax-up bei der Herstellung der Veneerrestauration eingesetzt. Vier unterschiedliche Vollveneer-Präparationsformen kamen zur Anwendung, welche sich durch ihre Präparationstiefe und vornehmlich palatinale Ausdehnung unterschieden (Abb. 1). Zunächst wurden die Inzisalkanten sämtlicher Testzähne um 3 mm gekürzt. In den Gruppen SZ und SK erfolgte eine überwiegend auf Zahnschmelz (S) begrenzte 0,5 mm tiefe Präparation. Die palatinale Zahnfläche wurde in Gruppe SZ mit einer 2 mm extendierten Stufe gefasst (Abb. 2a, g), wodurch ein zentraler antagonistischer Kontakt auf der natürlichen Zahnhartsubstanz (Z) eingestellt werden konnte. In Gruppe SK wurde die palatinale Stufenpräparation auf 5 mm ausgedehnt (Abb. 2b), sodass der antagonistische Kontakt während der Kausimulation auf der Keramik (K) zu liegen kam. Die Präparationstiefe in den Gruppen DZ und DK wurde auf 1 mm festgelegt, wodurch vorwiegend Dentin (D) durch die Präparation exponiert wurde (Abb. 2c, d, e, f, h). Die palatinale Stufenpräparation erreichte in der Gruppe DZ erneut eine 2-mm-Extension (antagonistischer Kontakt auf dem Zahn [Z]) (Abb. 2c) und in der Gruppe DK 5 mm (antagonistischer Kontakt auf der Keramik [K]) (Abb. 2 d, h). Zur Tiefenorientierung wurde bei der Präparation der Zahnflächen zunächst eine selbst limitierende Diamantscheibe (0,5 mm; #868B.314.018; Komet Dental, Lemgo, D) eingesetzt. Zur labialen Hohlkehlpäparation und palatinalen Stufenpräparation wurden weitere Diamantbohrer verwendet (#8837 KR.314.012, #8878.204.012, und #8960.314.025; Komet Dental). Zervikal endete die Präparation 1 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Sämtliche Präparationsränder waren zirkulär schmelzbegrenzt. Um die Standardisierung der Präparation weitestgehend zu gewährleisten, wurden wiederholt Kontrollmessungen unter Zuhilfenahme des zuvor erstellten Silikonschlüssels durchgeführt.

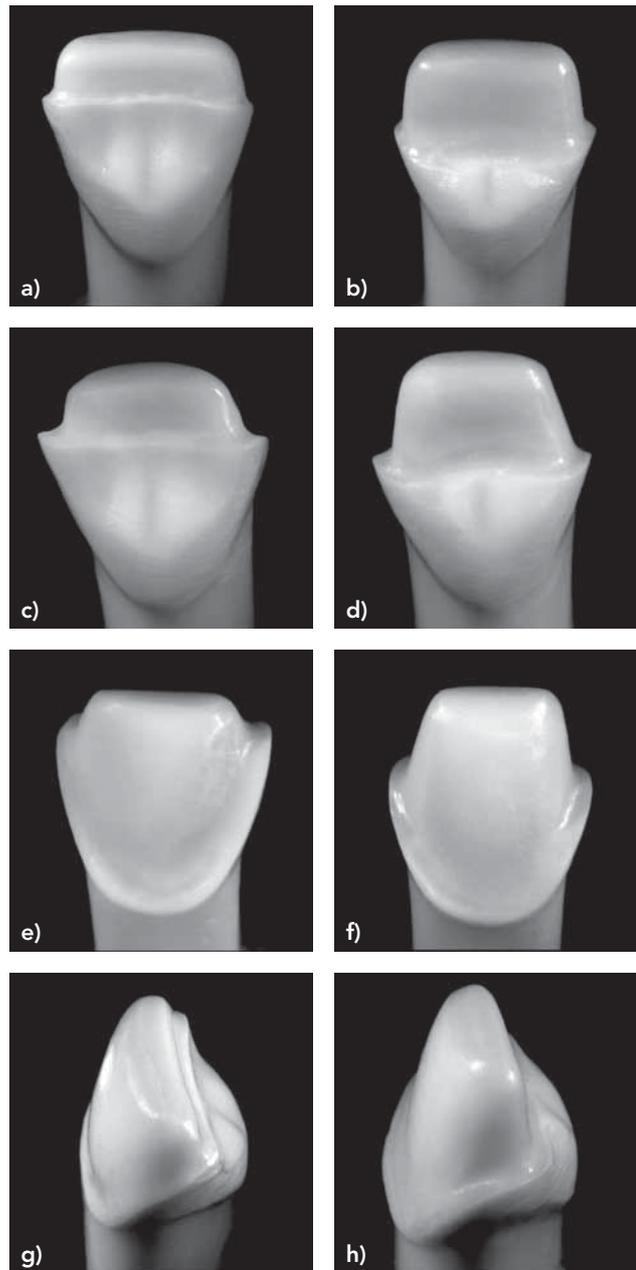


Abb. 2a–h Palatinaler Ansicht a) der Gruppe SZ mit einer Präparationstiefe von 0,5 mm und palatinal 2 mm extendierter Stufe; b) der Gruppe SK mit einer Präparationstiefe von 0,5 mm und palatinal 5 mm extendierter Stufe; c) der Gruppe DZ mit einer Präparationstiefe von 1 mm und palatinal 2 mm extendierter Stufe; d) der Gruppe DK mit einer Präparationstiefe von 1 mm mit palatinal 5 mm extendierter Stufe; Labiale Ansicht e) der Gruppe DZ und f) der Gruppe DK; Exemplarische laterale Übersicht der Pfeilerzahnpräparation g) der Gruppe SZ und h) der Gruppe DK.

#### Herstellung der Vollveneers

Nach der Präparation aller Zähne erfolgte eine Abformung des jeweiligen Pfeilerzahnes nach der Doppelmischmethode mit Polyvinylsilikon (Dimension Garant L® und Permagum Putty Soft®, 3M-Espe, Seefeld, D). Die Abformungen wurden mit Fujirock®-Modellgips (GC Fujirock EP; GC Corp., Leuven, B)

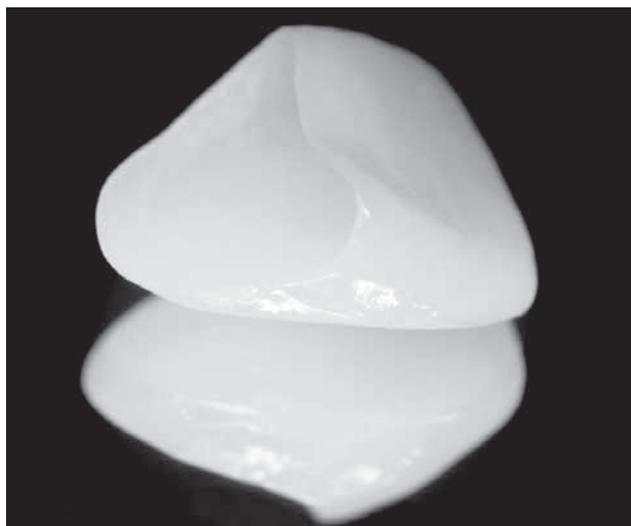


Abb. 3 Presskeramische Vollveneerrrestauration (IPS e.max® Press) der Gruppe SK.

ausgegossen. Die Herstellung der Restaurationen erfolgte durch das zahntechnische Labor der Firma Ivoclar-Vivadent AG (Schaan, FL). Unter Einhaltung eines Abstandes von 1,5 mm von den Präparationslinien wurde ein Modelldistanzlack (Puragent® 20 mL, DUS Dental-U Inc, Richmond, CA) (~10 µm Schichtstärke) auf die Präparationsstümpfe aufgetragen. Unter Zuhilfenahme der Erstabformungen der Originalzähne entstand ein Wax-up (Pro art Sculpturing Wax®, Williams, Ivoclar-Vivadent) jedes einzelnen Veneers (n=64). Die Vollveneers wurden aus der Lithium-Disilikat-Presskeramik IPS e.max® Press (2SiO<sub>2</sub> · Li<sub>2</sub>O) (Ivoclar-Vivadent AG) gefertigt (Abb. 3). Die in Wachs modellierten Veneers wurden hierzu in der phosphatgebundenen Empress®2-Einbettmasse (Ivoclar-Vivadent AG) eingebettet und die Pressformen bei 850 °C und 90 Minuten Haltezeit vorgewärmt (Vorwärmofen Typ 5636; KaVo Dental GmbH, Biberach, D). Der Pressvorgang unter Verwendung der Keramikrohlinge (VP 1989/4) erfolgte anschließend vollautomatisch im Pressofen EP 500/V2.9 (Ivoclar-Vivadent AG) bei einer Presstemperatur von 910–920 °C und einer Haltezeit von 20 Minuten. Nach dem Ausbetten und Ausarbeiten der Restaurationen wurden zwei Glasurbrände im Programat P 100 mit Empress® 2 Glasur C27688 (Ivoclar-Vivadent AG) bei einer Brenntemperatur von 760–780 °C und einer Haltezeit von sechs Minuten durchgeführt. Nach Herstellung der presskeramischen Veneers wurde ihre Passung auf den präparierten Zähnen mit Hilfe von Bite Checker® (GC Europe N.V.) überprüft. Die Innenflächen der presskeramischen Vollveneers wurden nachfolgend mit Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Partikeln (Type 100, KaVo EWL blasting medium, white, KaVo Dental) bei 1 bar abgestrahlt und dampfgereinigt (EV1 SJ, Silfradent Sync., Sofia, I). Sämtliche Veneers wurden mit 99%igem Isopropanol entfettet.

#### Adhäsive Befestigung

Die keramischen Innenflächen wurden dann für 20 Sekunden mit 4,9% Flusssäure angeätzt (IPS Ceramic etchant®; Ivoclar-Vivadent AG). Haftsilan (Monobond S®; Ivoclar-Vivadent AG) wurde auf die geätzten Keramikoberflächen aufgetragen und luftgetrocknet. Die präparierten Frontzähne wurden mit einem Polierkelch und Polierpaste (Pell-ex®; Hawe Neos Dental, Weissenfluh, CH) gereinigt. Zahnschmelzbegrenzte Bereiche der Präparation wurden 60 Sekunden, Dentin 15 Sekunden mit 37%iger Phosphorsäure (Total Etch®, Ivoclar-Vivadent AG) geätzt, nass

abgesprüht und luftgetrocknet. Nachfolgend erfolgte eine Konditionierung mit Syntac® Primer für 15 Sekunden, Syntac® Adhesive für 10 Sekunden (Ivoclar-Vivadent AG). Heliobond® (Ivoclar-Vivadent AG) wurde in einer dünnen Schicht auf die Präparationsoberflächen aufgetragen und dünn verblasen. Sämtliche press-keramischen Vollveneers wurden mit dem dual-härtenden Hybridkomposit Variolink® II (hohe Viskosität, Ivoclar-Vivadent AG) adhäsiv befestigt. Hierzu wurden sämtliche Restaurationen mit Hand appliziert und unter Fingerdruck (~5N) ausgearbeitet und lichtgehärtet. Grobe Kompositüberschüsse wurden zunächst mit Kunststoff-Pellets entfernt. Glycerin Gel (Liquid Strip®, Ivoclar-Vivadent AG) wurde zur Vermeidung einer Polymerisationsinhibitionsschicht auf die Klebefugen aufgebracht. Die Lichtpolymerisation erfolgte mit einer Lichtintensität von mindestens 650 mW/cm<sup>2</sup> (Elipar Free Light 2; 3M ESPE), initial für 30 Sekunden auf der bukkalen Veneerseite zur Fixation der Restauration. Der Vorgang wurde bukkal, approximal und palatinal für jeweils 40 Sekunden wiederholt. Klebereste im Randbereich wurden mit einem Skalpell (#15c, #371716, Bard-Parker; Becton-Dickinson, Dr. Franklin Lakes, NJ, USA), Polierscheiben (SoftLex Pop-On; 3M Medica, St. Paul, Minnesota, USA) und diamantierten Silikonpolierern (#9418.204.030, #9419.204.030, #9547.204.030; Komet Dental) entfernt. Abschliessend wurde ein Kelchpolierer (#9631.204.030; Komet Dental) und eine diamantierte Polierpaste (Ultra II® Porcelain Polishing Paste; Shofu Dental Corporation, San Marcos, USA) eingesetzt. Die Lagerung der Zähne in 0,1%iger Thymollösung wurde fortgesetzt.

#### Kausimulation und Thermolastwechsel

Vor der Kausimulation wurden die Zahnwurzeln mit einer 0,25 mm dünnen Silikonschicht benetzt (Anti-Rutsch-Lack®; Wenko-Wenselaar, Hilden, D) und dann bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in einem Winkel von 135° zur Kauenebene in Kunststoff (Technovit® 4000; Heraeus Kulzer, Wehrheim, D) eingebettet (REITZ et al. 1973). Die Belastung der Prüfkörper mit 49 N erfolgte in einem zweiachsigen Kausimulator (N6C41/N6W26, Willytech, München, D) (KERN et al. 1999), bei ellipsoidaler 6-mm-Vertikalbewegung und 0,5 mm Horizontalbewegung. Es wurden 1,2 Millionen Kauzyklen bei einer Kauzyklusfrequenz von 1,6 Hz simuliert. Dies entspricht annähernd einer fünfjährigen klinischen Belastung (KREJCI & LUTZ 1990; SAKAGUCHI et al. 1986). Als Antagonist diente eine im Durchmesser 6 mm starke Steatit-Kugel (E' Steatit = 138 GPa; Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D). Der zentrische Kontaktpunkt wurde 6 mm unterhalb der Inzisalkante eingestellt. Diese Abweichung von der durchschnittlichen physiologischen Kontaktposition (2 bis 2,5 mm) war in der Untersuchungshypothese Zahnhartsubstanz-versus Keramik-Belastung begründet. Synchron zur Lasteinwirkung erfolgten 5500 Thermozyklen bei Wechseltemperaturen von 5 °C und 55 °C, bei 60 Sekunden Spülzeit pro Temperatureinheit und ca. 10 Sekunden Abpumpen und Erneuern des Spülmediums. Nach der Kausimulation wurden sämtliche Prüfkörper mit Hilfe von Stereoauflichtmikroskopie (Stemi 2000 CS; Carl Zeiss, Jena, D) bei 50- bis 200-facher Vergrößerung auf Frakturen oder Rissbildungen untersucht. Die Fraktur eines Prüfkörpers oder Delamination von Keramik galt als Misserfolg. Frakturierte Prüfkörper konnten nicht in die marginale Passungskontrolle nach der Kausimulation einbezogen werden.

#### Marginale Passgenauigkeitsanalyse

Zur eigentlichen Klebefugenuntersuchung wurden Abformungen eines jeden einzelnen Veneers nach der adhäsiven Befesti-

gung und nach der Kausimulation genommen. Als Abformmaterialien dienten Permagum Putty Soft® (3M-Espe) und Dimension Garant L® (3M-Espe). Die Abformungen wurden mit Epoxidharz (Epon 812, Sigma Chemie, München, D; angemischt gemäss Herstellerangaben) ausgegossen und für 24 Stunden bei 60 °C im Warmhalteofen entgast. Nach vollständiger Polymerisation wurden die Sockel der Epoxidreplikationen in Form geschliffen und auf vorgefertigte Aluminium-Prüfkörperhalter geklebt (Epoxy Kit 8778-00; Cole-Parmer Instrument Company, Illinois, USA). Für die Stereoauflichtmikroskopie (Stemi 2000 CS; Carl Zeiss) wurden sämtliche Replikationen nachfolgend in einer Sputteranlage (SCD 050, Bal-Tec, Witten, Ruhr, D) mit 200 Å reinem Gold beschichtet (Abb. 4). Die Analyse der Randpassung der Veneerrestorationen erfolgte gemäss der Definition der «absoluten marginalen Abweichung» von Diedrich und Erpenstein (DIEDRICH & ERPENSTEIN 1985), wobei der absolute Abstand zwischen dem Restaurationsrand und der Präparationsgrenze gemessen wird. Die marginale Randspaltanalyse erfolgte mit dem Stereoauflichtmikroskop (Stemi 2000 CS; Carl Zeiss) bei 200-facher Vergrößerung, gekoppelt an eine 3-CCD-Farbvideokamera vom Typ MC-3210/II/PM (Sony, Köln, D) und einen IBM-kompatiblen PC, ausgestattet mit Microsoft-NT-4.0-Betriebssystem. Die Bildbearbeitung und Auswertung erfolgte mit Analysis 3.0 (Soft-Imaging Software, München, D). Die Randspaltmessungen erfolgten in 100-µm-Abständen entlang des Restaurationsrandes des presskeramischen Veneers (Abb. 5). Alle Messungen wurden von einem Untersucher durchgeführt und es erfolgten Kontrollmessungen durch einen zweiten Forscher zur Verifizierung der Daten. Aufgrund der unterschiedlichen Präparationsform und der individuellen Grössenunterschiede der Pfeilerzähne variierte die absolute Anzahl der Messpunkte etwas zwischen den Prüfkörpern.

### Statistisches Verfahren

Es wurden 200 bis 300 Messpunkte pro Zahn erhoben. Basierend auf diesen Messwerten wurden Mittelwerte und Konfidenzintervalle für jede Einzelrestauration, jede Untersuchungsgruppe und jedes Stadium, nach adhäsiver Befestigung und nach Kausimulation, errechnet. Die Schätzung der Konfidenzintervalle und die t-Test-Berechnung beruhen auf logarithmisch umgewandelten Werten. Die logarithmische Transformation von Daten ist eine bewährte Methode, um statistische Schlussfolgerungen aus Messwerten zu ziehen, die asymmetrisch verteilt sind und daher nicht die Bedingungen der Normalverteilung erfüllen (BIFFAR 1995). Dies führt zur Stabilisierung der Varianz-Schätzer. Basierend auf der Datenlage wurde diese Methode angewandt und dem geometrischen Mittelwert gegenüber dem arithmeti-



Abb. 4 Goldgesputtertes Epoxidharzreplikant einer Vollveneer-Restauration zur stereoauflichtmikroskopischen Randspaltanalyse.



Abb. 5 Exemplarischer marginaler Randspalt am Epoxidharzreplikant unter Stereolichtmikroskopie (Stemi 2000 CS; Carl Zeiss, Jena, D) (200×). Orthoradiale Randspaltmessung in Abständen von ~ 100 µm.

schen Mittelwert der Vorzug gegeben. Geometrische Mittelwerte und 95% Konfidenzintervalle der marginalen Klebefugenwerte wurden illustriert. Zum Erreichen eines globalen Signifikanzniveaus ( $\alpha = 0,05$ ) wurden die p-Werte resultierend aus unpaarigen t-Tests (zwischen den Gruppen) und paarigen t-Tests (zwischen den Stadien) nach der Bonferroni-Holm-Methode korrigiert (Statistical software: R Development Core Team [2004]. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-00-3).

### Resultate

Die Analyse der marginalen Restaurationspassung presskeramischer Vollveneers ergab nach adhäsiver Befestigung geometrische Mittelwerte von 55 µm (SZ) und 63 µm (SK) für vorwiegend zahnschmelzretenierte Vollveneers. Die vornehmlich dentinverankerten Gruppen zeigten Werte von 59 µm (DZ) und 58 µm (DK). Nach der Kausimulation variierten die Daten zwischen 58 µm (SZ) und 59 µm (SK) beziehungsweise 60 µm (DZ) und 64 µm (DK). Drei Prüfkörper frakturierten während der Kausimulation. Die zwei Prüfkörper der Gruppe SK und ein Prüfkörper der Gruppe DK wurden nicht bei der Randspaltanalyse berücksichtigt, da sie nicht die vollständige Kauzyklenzahl durchliefen. Sämtliche drei Frakturen traten im zervikalen Bereich der Pfeilerzähne auf, ohne die jeweilige Veneer-Restauration einzubeziehen. Ein Versagen des Klebeverbundes in Form einer Delamination oder Fraktur einer Vollveneer-Restauration während der Kausimulation trat nicht auf. Die Tabelle II sowie die Box-Plot-Abbildungen 6a, b geben die Ergebnisse der Randspaltanalyse vollständig wieder.

Der errechnete mittlere Randspaltwert sämtlicher Gruppendaten betrug vor und nach der Kausimulation 60 µm. Keine der Gruppen wies nach der Dauerbelastung im Vergleich zum Stadium der Klebung signifikant veränderte Randspaltdaten auf ( $p \geq 0,15$ ). Im Vergleich der Veneergruppen miteinander bestanden nach der adhäsiven Befestigung keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p \geq 0,1$ ). Nach der Kausimulation unterschied sich nur die Gruppe DK signifikant von SZ ( $p = 0,03$ ) und

Tab. II Ergebnisse der Vollveener-Randspaltanalyse ( $\mu\text{m}$ ) nach der adhäsiven Befestigung (geklebt) und nach Kausimulation (gealtert).

Gruppe	Min	Mean	Max	Median	IQR	Geo-mean	SE	CI-95%
SZ-geklebt	41	56	76	54	46–61	55	1,1	49–61
SZ-gealtert	44	59	71	60	55–63	58	1,0	54–63
SK-geklebt	50	64	86	61	55–70	63	1,0	58–69
SK-gealtert	48	59	74	58	54–62	59	1,0	55–63
DZ-geklebt	39	61	105	57	50–70	59	1,1	52–67
DZ-gealtert	50	60	72	60	57–63	60	1,0	57–63
DK-geklebt	39	59	91	55	52–62	58	1,1	51–65
DK-gealtert	55	64	75	65	60–68	64	1,0	61–67

Min=kleinster Wert; Mean = Mittelwert; Max=grösster Wert; IQR = Interquartilsabstände (1<sup>st</sup> Qu = Erstes Quartil [25% der Randspalte sind kleiner als dieser Wert]-3<sup>rd</sup> Qu = Drittes Quartil [25% der Randspalte sind grösser als dieser Wert]); Median = 50% der Randspalte sind kleiner als dieser Wert; Geo-mean = geometrische Mittelwert; SE = Standardfehler; CI-95% = 95% Konfidenzintervalle

SK ( $p = 0,04$ ). Die Interquartilsabstände der Messwerte waren nach der Kausimulation deutlich verringert.

## Diskussion

Es wurden menschliche, mittlere Oberkiefer-Inzisivi für diese *In-vitro*-Studie als Prüfkörper ausgewählt, um zu gewährleisten, dass Elastizitätsmodul, Stabilität und adhäsive Haften Eigenschaften der klinischen Situation nahe kommen. Durch die willkürliche Verteilung der Frontzähne auf die Untersuchungsgruppen sollte vermieden werden, dass sich mögliche Vorschäden durch die erfolgte Extraktion oder Lagerungsunterschiede auf das Studienergebnis einseitig auswirken. Die erfolgte Kaubelastung in Höhe von 49 N orientierte sich an durchschnittlichen klinischen Kau-druckmessungen für den Frontzahnbereich (20 bis 160 N), wie sie in der Literatur beschrieben werden (DE BOEVER et al. 1978). Wird die Kaubelastung in Zusammenhang mit den Materialeigenschaften der in Kontakt stehenden Werkstoffe ( $E_{\text{Steatite}} = 138 \text{ GPa}$ ,  $E_{\text{IPS e.max Press}} = 69 \text{ GPa}$ ) und dem Radius des Hertzian-Antagonisten gesehen, so lässt sich das Belastungsniveau an der keramischen Kontaktoberfläche berechnen. Unter den gegebenen Bedingungen wird bei einer Lastapplikation von 49 N ein Belastungsniveau von ca. 800 MPa auf der keramischen Oberfläche erreicht, was einer Belastung der Restauration im oberen Spektrum dokumentierter mittlerer Kaukräfte (5 bis 890 MPa) entspricht (KELLY 1999). Auch die Mastikationsrate, Horizontal- und Vertikalbewegung und Temperaturwechsel (PALMER et al. 1992) wurden anhand von physiologischen Daten ausgewählt (KERN et al. 1993). Nimmt man eine durchschnittliche jährliche Kauzyklenzahl von 250 000 zur Grundlage (DE LONG et al. 1985), so reflektieren die angewandten 1,2 Millionen Testzyklen nahezu eine Laufzeit von fünf Jahren. Eine solche Testung dauerte unter den gegebenen *In-vitro*-Bedingungen im Durchschnitt 10–12 Tage. Die in der Literatur als noch klinisch akzeptabel eingestuften maximalen marginalen Randspaltwerten variieren in Abhängigkeit von Autor und untersuchter Restaurationsart. Beispielsweise gibt CHRISTENSEN (1966) Randspaltwerte zwischen 25 und 40  $\mu\text{m}$  als akzeptabel an, SCHMALZ et al. (1995) nennen 95  $\mu\text{m}$ , wohingegen McLEAN & VON FRAUNHOFER (1971) 120  $\mu\text{m}$  als Grenzwert vorschlagen. Werden klinische Überlebensraten von dentalkeramischen Restaurationen berücksichtigt, so mögen Randpassungswerte zwischen 100 und 150  $\mu\text{m}$  als noch erfolgreich angesehen werden (BOENING et al. 2000). Unter Beachtung dieser Daten entsprechen die gemessenen mittleren Klebefugendaten von 56 bis 64  $\mu\text{m}$  nach adhäsiver Befestigung und 59 bis 64  $\mu\text{m}$  nach Kausimulation den publizierten Vorgaben. Angaben zur

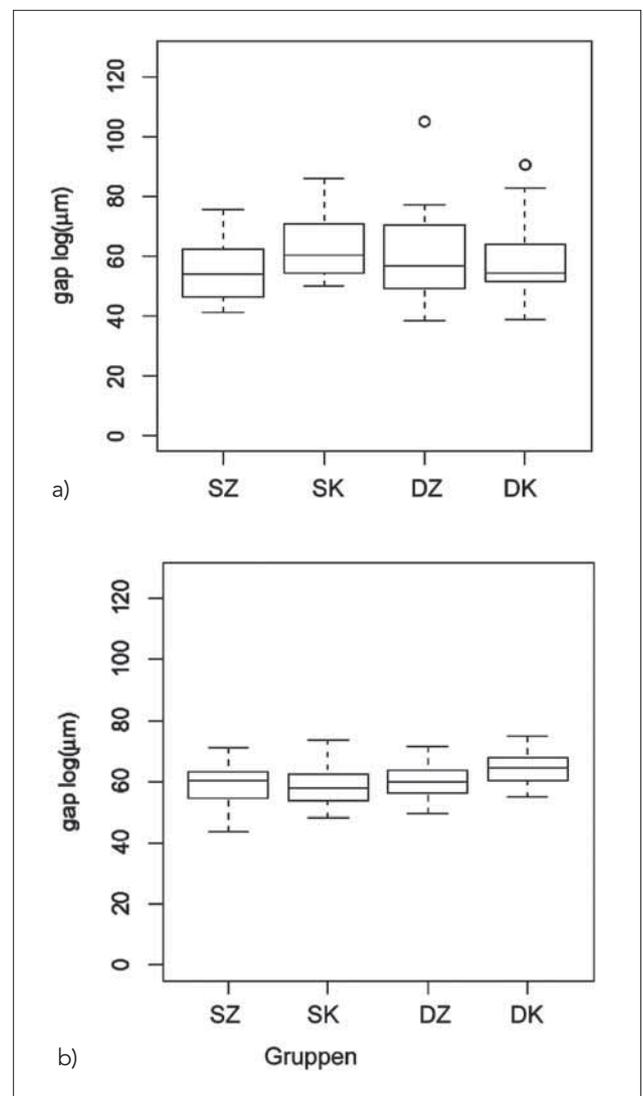


Abb. 6a, b Box-Plot-Darstellung der Randspaltanalyse in  $\mu\text{m}$  a) nach der adhäsiven Befestigung und b) nach Kausimulation.

Randpassung von dentalen Restaurationen werden in unterschiedlichen Studien beschrieben. Häufig werden jedoch keine klaren Angaben darüber gegeben, wie die marginale Randpas-

sung definiert und welches Messverfahren angewandt wurde (HOLMES et al. 1989). In der vorliegenden Studie erfolgte eine orthoradiale Messung des absoluten Abstandes zwischen Restaurationsrand und Präparationsgrenze, wobei Über- oder Unterkonturierung keine Berücksichtigung finden konnten (HOLMES et al. 1989). Die Messungen erfolgten in acht Sektionen, resultierend in 200 bis 300 Messungen. Statistisch wird diese Zahl als ausreichend angesehen, um eine mittlere Randspaltbreite pro Restauration zu ermitteln (GROTEN et al. 2000). Die stereolichtmikroskopische Randspaltanalyse mit Hilfe der Replika-Technik wird als zuverlässige Methode angesehen, um die Passung von adhäsiven Restaurationen zu untersuchen (FUZZI et al. 1996; GROTEN et al. 2000; SORENSEN et al. 1992; WALL et al. 1992). Durch die Replika-Technik können die einzelnen Untersuchungsstadien konserviert werden und Messungen unabhängig vom Originalzahn erfolgen. Aussagen zur Mikroundichtigkeit oder Verschlechterung des Klebeverbundes lassen sich anhand dieser Technik allerdings nicht erheben. Es wurden auch Untersuchungen des Restaurationsrandes mit SEM beschrieben (CHRISTGAU et al. 1999a; HANNIG et al. 1995; THONEMANN et al. 1994). Nach GROTEN et al. (1997) sind die im SEM ermittelten Ergebnisse von Randspaltanalysen an Keramikrestaurationen mit denen am Stereoauflichtmikroskop gewonnenen Daten vergleichbar.

Neben der initialen Passung eines keramischen Veneers wird die marginale Klebefugenbreite auch durch die Partikelgrösse, den Füllergehalt und die Abfließseigenschaften des Klebewerkstoffes beeinflusst (GEMALMAZ et al. 1997; KRAMER et al. 2000; STAPPERT et al. 2005a). Die Messungen der marginalen Klebefugebreiten nach adhäsiver Befestigung ergaben keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Vollveneer-Präparationsformen. Einige Punkte werden hier als ursächlich angesehen: Das standardisierte Protokoll zur adhäsiven Befestigung war für sämtliche Gruppen identisch und wurde strikt eingehalten. Alle Restaurationen wiesen eine vergleichbare körperliche Fassung des Pfeilerzahnes auf, wodurch das Abfließverhalten des Befestigungskomposits als ähnlich angenommen werden kann. Alle Restaurationen wurden von einem Zahntechniker hergestellt, was Abweichungen in der initialen Passung der Restaurationen aufgrund der individuellen Fertigung minimierte.

Die Kausimulation bewirkte keinen signifikanten Anstieg der Klebefugenbreiten. Hiermit erfüllte sich die erste Forschungshypothese, wonach die Kausimulation zu einer deutlichen Verschlechterung der Randpassung führen würde, nicht. Ein geringer, negativer Einfluss der Kausimulation auf die Zementfuge wurde von HANNIG et al. (1995) (20 IPS Empress®-Veneers) und CHRISTGAU et al. (1999b) (36 IPS Empress®-Veneers) beschrieben. STAPPERT et al. (2005a) fanden an presskeramischen Teilkronen in allen fünf Gruppen verschlechterte Daten nach Kausimulation, in zweien signifikant. Eine Vergrößerung der Randspaltgrösse nach Kausimulation wurde erwartet, da eine Schwächung des Befestigungskomposits durch hydrolytische und mechanische Belastungen sowie Wasseraufnahme beschrieben wurde (EPPENBERGER et al. 1987). Eine Aufnahme von Wasser in den Befestigungskomposit resultiert in einer Abnahme der Festigkeit und des Elastizitätsmoduls (OYSAED & RUYTER 1986). Hydrolytische Materialspannungen können zudem eine Zunahme des Volumens bewirken (ORTENGREN et al. 2000). Während der Kausimulation ist die Grenzfläche zwischen Keramik und Komposit hohen Zug- und Druckspannungen ausgesetzt (CHERUKARA et al. 2002), welche den Haftverbund belasten. All diese Faktoren könnten sich auf die marginale Passung der Restauration auswirken. Alle Probenkörper wurden nach der adhäsiven Befestigung der Vollveneers über einen Zeitraum von bis zu 40 Tagen nass gelagert.

Es folgten Thermozyklen und simulierte Kaubelastung. Dennoch konnte keine signifikante Verschlechterung der Randpassung durch Lagerung und Kausimulation nachgewiesen werden. Es bleibt zu klären, ob die angewandte reale *In-vitro*-Laufzeit der Kausimulation und Thermozyklen von 10–12 Tagen ausreichend ist, die oben genannten Effekte zu initiieren bzw. mit der angewandten Messmethode zu dokumentieren.

Nach Kausimulation fanden sich im Vergleich der Restaurationsgruppen miteinander signifikant schlechtere Randspaltwerte in der vorwiegend an Dentin befestigten und keramikbelasteten Gruppe DK gegenüber den vornehmlich an Zahnschmelz geklebten Gruppen SK und SZ. Es kann diskutiert werden, ob sich hieraus ein Trend zur höheren Stabilität der Klebung an Zahnschmelz ableiten lässt. Der mittlere Randspaltunterschied betrug jedoch lediglich 5 µm und hatte damit kaum klinische Relevanz. Zudem war anhand der Daten keine signifikante Verschlechterung der Randpassung innerhalb der Restaurationsgruppen mit adhäsiver Dentin-Befestigung (DZ und DK) in Folge der Kausimulation nachweisbar. Entgegen der zweiten Forschungshypothese zeigte die Präparationstiefe keinen eindeutig nachweisbaren Einfluss auf die marginale Passgenauigkeit. Diese Ergebnisse korrelieren mit Literaturangaben, wonach auch dentinverankerte keramische Veneers in der Lage sind, das mechanische Verhalten natürlicher Zähne wiederherzustellen (MAGNE & DOUGLAS 1999a).

Computersimulierte Analysen zur Spannungsverteilung an Oberkieferfrontzähnen unter natürlicher Kaubelastung beschrieben an den labialen Zahnflächen vorwiegend Kompressionskräfte, wohingegen die palatinalen Zahnflächen vorwiegend Zugspannungen ausgesetzt waren (MAGNE & DOUGLAS 1999b). MAGNE & DOUGLAS (1999b) warnten daher vor einer zu umfangreichen Extension eines keramischen Veneers in den palatinalen Pfeilerzahnanteil, besonders in die palatinale Konkavität, da hier ein Maximum an Zugspannungen erreicht werden konnte. In einer klinischen Studie (MAGNE et al. 2000) zu ausgedehnten Veneerrestaurationen wurden palatinal auftretende Zugspannungen unter Kaubelastung für erhöhte palatinale Randspaltwerte verantwortlich gemacht. Jedoch ergab ein statistischer Vergleich der marginalen Randpassung der Veneers in Abhängigkeit von der Zahnfläche keine signifikanten Unterschiede (MAGNE et al. 2000). Im gegebenen Untersuchungszeitraum der vorliegenden Studie zeigten weder die unterschiedliche palatinale Ausdehnung des Vollveneers noch die Lage des Belastungskontaktpunktes in der Zahnhartsubstanz bzw. in der Keramik einen wesentlichen Einfluss auf die marginale Passgenauigkeit. Die dritte Forschungshypothese wurde somit nicht bestätigt. Folgende Schlussfolgerungen können aus dieser *In-vitro*-Studie gezogen werden:

- 1) Die presskeramischen Vollveneers erzielten nach adhäsiver Befestigung und Kausimulation klinisch akzeptable marginale Klebefugenergebnisse.
- 2) Die Dauerbelastung der Restaurationen im Kausimulator hatte keine mit den angewandten Messmethoden nachweisbare signifikante Veränderung der Randpassung zur Folge.

## Summary

STAPPERT C F J, DERKS J, GERDS T, STRUB J R: **Marginal accuracy of press-ceramic full veneers with different preparation before and after mouth motion fatigue** (in German). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 117: 474–482 (2007)

This in-vitro study investigated the marginal accuracy of press-ceramic full veneers with different preparation designs. Measure-

ments of the marginal gap were performed after adhesive cementation as well as after mouth motion fatigue of the veneers. 64 extracted human maxillary central incisors were divided into four groups of 16 specimens each and prepared as follows: Group SZ = enamel (S) restricted 0.5 mm deep preparation with a high palatal shoulder (contact point on tooth structure [Z]), Group SK = enamel (S) restricted 0.5 mm deep preparation with a low palatal shoulder (contact point on ceramic [K]), Group DZ = dentine (D) included 1 mm deep preparation with a high palatal shoulder (contact point on tooth structure), Group DK = dentine included 1 mm deep preparation with a low palatal shoulder (contact point on ceramic). IPS e.max® Press ceramic was used to fabricate the full veneers. Restorations were adhesively luted with a dual-polymerizing resin-cement Variolink®II\* (\*Ivoclar-Vivadent AG). Specimens underwent fatigue in a masticatory simulator (1.2 million cycles; 49 N), including thermal cycling (5500; 5 °C/55 °C). Computer-aided measurements of the marginal accuracy using stereo-light-microscopy (200×) resulted in mean values of 56 µm to 64 µm after adhesive luting. Masticatory simulation did not cause significant changes of mean marginal accuracies. In comparison, neither the adhesive cementation of the veneers to mainly enamel or dentin nor the position of load application did demonstrate a significant influence on the marginal fit in the given investigation period. Based on the used measurement methods, mouth motion fatigue of the restorations did not demonstrate a significant change of marginal fit.

## Résumé

L'adaptation marginale de veneers en céramique pressable, préparés selon différents designs a été investiguée dans cette étude in vitro. Des mesures de précision marginale des veneers ont été effectuées avant et après scellement, et après des tests de fatigue dans un simulateur de mastication. 64 dents antérieures humaines ont été extraites, réparties en quatre groupes de 16 unités et préparées comme suit: groupe SZ = préparation limitée à l'émail (S) de 0,5 mm de profondeur avec un haut épaulement palatinal (contact antagoniste sur la dent [Z]); groupe SK = préparation limitée à l'émail de 0,5 mm de profondeur avec un épaulement palatinal bas (contact antagoniste sur la céramique [K]); groupe DZ = préparation comprenant la dentine (D) de 1 mm de profondeur avec un haut épaulement palatinal (contact antagoniste sur la dent); groupe DK = préparation comprenant la dentine de 1 mm de profondeur avec un épaulement palatinal bas (contact antagoniste sur la céramique). La céramique pressable IPS e.max® Press\* a été utilisée pour la fabrication des veneers. Le scellement adhésif a été opéré avec le ciment de scellement dual-cure Variolink®II\* (\*Ivoclar-Vivadent SA, Schaan, FL). Des échantillons ont été soumis à des traitements de fatigue dans un simulateur de mastication à raison de 1,2 million de cycles (1,6 Hz; 49 N), incluant des thermo-cyclages (5500; 5 °C/55 °C).

Les mesures de précision marginale, assistées par ordinateur, faites au moyen de la stéréo-microscopie (200×) ont donné des valeurs moyennes de 56 µm à 64 µm après scellement. Après les tests de fatigue, les résultats n'ont pas significativement changé. En comparaison, le scellement adhésif des veneers principalement sur l'émail ou sur la dentine n'a pas montré d'effet significatif sur l'ajustement marginal pendant la durée examinée dans cette étude.

Les traitements de fatigue dans un simulateur de mastication n'ont donné lieu à aucune modification significative de la précision marginale pour les méthodes de mesures utilisées.

## Literatur

- BELSER U C, MAGNE P, MAGNE M: Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *J Esthet Dent* 9: 197–207 (1997)
- BIFFAR R: Die metrische Randspaltanalyse – ein verlässliches Hilfsmittel zur Qualitätsbeurteilung oder ein statistisches und methodisches Problem? In: Walther W., Heners M. (Hrsg.): *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde – Anspruch und Wirklichkeit*. Hüthig, Heidelberg (1995)
- BOENING K W, WOLF B H, SCHMIDT A E, KASTNER K, WALTER M H: Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84: 419–424 (2000)
- CELIK C, GEMALMAZ D: Comparison of marginal integrity of ceramic and composite veneer restorations luted with two different resin agents: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 15: 59–64 (2002)
- CHERUKARA G P, SEYMOUR K G, SAMARAWICKRAMA D Y, ZOU L: A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers – a comparison of three clinical techniques. *Br Dent J* 192: 401–404 (2002)
- CHRISTENSEN G J: Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 16: 297–305 (1966)
- CHRISTGAU M, FRIEDL K H, SCHMALZ G, RESCH U: Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to dentin in vitro. *Oper Dent* 24: 137–146 (1999a)
- CHRISTGAU M, FRIEDL K H, SCHMALZ G, EDELMANN K: Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to Class 3 composite restorations in vitro. *Oper Dent* 24: 233–244 (1999b)
- COYNE B M, WILSON N H: A clinical evaluation of the marginal adaptation of porcelain laminate veneers. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 3: 87–90 (1994)
- DE BOEVER J A, MCCALL W D JR., HOLDEN S, ASH M M JR: Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40: 326–333 (1978)
- DE LONG R, SAKAGUCHI R L, DOUGLAS W H, PINTADO M R: The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1: 238–422 (1985)
- DIEDRICH P, ERPENSTEIN H: (Scanning electron optical analysis of the marginal space of in vivo incorporated shoulder crowns and inlays). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 95: 575–586 (1985)
- DUMFAHRT H: Entwicklung und klinische Anwendung von Keramikveneers. 12-jährige Erfahrungen. *Quintessenz* 51: 357–367 (2000)
- DUMFAHRT H, SCHAFFER H: Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II – Clinical results. *Int J Prosthodont* 13: 9–18 (2000)
- EDELHOFF D, SORENSEN J A: Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 87: 503–509 (2002)
- EPPENBERGER J, MARINELLO C P, SCHERLE W, SCHÄRER P: Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 97: 1237–1250 (1987)
- FELTON D A, KANOY B E, BAYNE S C, WIRTHMAN G P: Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65: 357–364 (1991)
- FRADEANI M, REDEMAGNI M, CORRADO M: Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation – a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 25: 9–17 (2005)
- FRIEDMAN M J: A 15-year review of porcelain veneer failure – a clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent* 19: 625–628, 630, 632 passim; quiz 638 (1998)

- FUZZI M, BOUILLAGUET S, HOLZ J: Improved marginal adaptation of ceramic veneers: a new technique. *J Esthet Dent* 8: 84–91 (1996)
- GEMALMAZ D, OZCAN M, YORUC A B, ALKUMRU H N: Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil* 24: 646–651 (1997)
- GROTEN M, GIRTHOFER S, PRÖBSTER L: Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 24: 871–881 (1997)
- GROTEN M, AXMANN D, PROBSTER L, WEBER H: Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83: 40–49 (2000)
- GUZMAN A F, MOORE B K, ANDRES C J: Wear resistance of four luting agents as a function of marginal gap distance, cement type, and restorative material. *Int J Prosthodont* 10: 415–425 (1997)
- HANNIG M, JEPSEN S, JASPER V, LORENZ-STUCKE C: Der Randschluss glaskeramischer Veneers mit zervikaler Schmelz- oder Dentinbegrenzung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 227–229 (1995)
- HARASANI M H, ISIDOR F, KAABER S: Marginal fit of porcelain and indirect composite laminate veneers under in vitro conditions. *Scand J Dent Res* 99: 262–268 (1991)
- HOLMES J R, BAYNE S C, HOLLAND G A, SULIK W D: Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62: 405–408 (1989)
- KARLSSON S, LANDAHL I, STEGERSJO G, MILLEDING P: A clinical evaluation of ceramic laminate veneers. *Int J Prosthodont* 5: 447–451 (1992)
- KELLY J R: Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81: 652–661 (1999)
- KERN M, SCHALLER H G, STRUB J R: Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 6: 585–591 (1993)
- KERN M, STRUB J R, LU X Y: Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26: 372–378 (1999)
- KRAMER N, LOHBAUER U, FRANKENBERGER R: Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13 (Spec No): 60D–76D (2000)
- KREJCI I, LUTZ F: (In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 1445–1449 (1990)
- KREULEN C M, CREUGERS N H, MEIJERING A C: Meta-analysis of anterior veneer restorations in clinical studies. *J Dent* 26: 345–353 (1998)
- LIM C, IRONSIDE J G: Grit blasting and the marginal accuracy of two ceramic veneer systems – a pilot study. *J Prosthet Dent* 77: 359–364 (1997)
- MAGNE P, DOUGLAS W H: Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont* 12: 111–121 (1999a)
- MAGNE P, DOUGLAS W H: Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int* 30: 661–672 (1999b)
- MAGNE P, PERROUD R, HODGES J S, BELSER U C: Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent* 20: 440–457 (2000)
- MCKINNEY J E, WU W: Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res* 64: 1326–1331 (1985)
- MCLEAN J W, VON FRAUNHOFER J A: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131: 107–111 (1971)
- NORDBO H, RYGH-THORESEN N, HENAUG T: Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent* 22: 342–345 (1994)
- ORTENGREN U, ELGH U, SPASENOSKA V, MILLEDING P, HAASUM J, KARLSSON S: Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont* 13: 141–147 (2000)
- OYSAED H, RUYTER I E: Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 20: 261–271 (1986)
- PEUMANS M, DE MUNCK J, FIEUWS S, LAMBRECHTS P, VANHERLE G, VAN MEERBEEK B: A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent* 6: 65–76 (2004)
- PALMER D, BARCO M, BILLY E: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67: 325–327 (1992)
- REITZ P V, AOKI H, YOSHIOKA M, UEHARA J, KUBOTA Y: A cephalometric study of tooth position as related to facial structure in profiles of human beings: a comparison of Japanese (Oriental) and American (Caucasian) adults. *J Prosthet Dent* 29: 157–166 (1973)
- SAKAGUCHI R L, DOUGLAS W H, DE LONG R, PINTADO M R: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2: 235–240 (1986)
- SCHMALZ G, FEDERLIN M, REICH E: Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 73: 392–399 (1995)
- SHINKAI K, SUZUKI S, LEINFELDER K F, KATOH Y: Effect of gap dimension on wear resistance of luting agents. *Am J Dent* 8: 149–151 (1995)
- SIM C, IBBETSON R: Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont* 6: 36–42 (1993)
- SORENSEN J A, STRUTZ J M, AVERA S P, MATERDOMINI D: Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J Prosthet Dent* 67: 16–22 (1992)
- SPARRIUS O, GROSSMAN E S: Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *J Prosthet Dent* 61: 678–684 (1989)
- SPIEKERMANN H: Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41: 1015 (1986)
- STAPPERT C F, DENNER N, GERDS T, STRUB J R: Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J* 199: 779–783; discussion 777 (2005a)
- STAPPERT C F, OZDEN U, GERDS T, STRUB J R: Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 94: 132–139 (2005b)
- STAPPERT C F, STATHOPOULOU N, GERDS T, STRUB J R: Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J Oral Rehabil* 32: 266–272 (2005c)
- TAY W M, LYNCH E, AUGER D: Effects of some finishing techniques on cervical margins of porcelain laminates. *Quintessence Int* 18: 599–602 (1987)
- THONEMANN B, SCHMALZ G, BRANDENSTEIN S, HILLER K A: Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 840–844 (1994)
- WALL J G R M, ESPELETA K G: Cement luting thickness beneath porcelain veneers made on platinum foil. *J Prosthet Dent* 68: 448–450 (1992)