



University of Zurich
Zurich Open Repository and Archive

Winterthurerstr. 190
CH-8057 Zurich
<http://www.zora.unizh.ch>

Year: 2000

In-vitro-Untersuchung von adhäsiv befestigten Slot-Kompositbrücken im Vergleich zu konventionell präparierten Kompositbrücken

Zumbühl, R; Lutz, F; Krejci, I

Zumbühl, R; Lutz, F; Krejci, I. In-vitro-Untersuchung von adhäsiv befestigten Slot-Kompositbrücken im Vergleich zu konventionell präparierten Kompositbrücken. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2000, 110(5):505-22.

Postprint available at:
<http://www.zora.unizh.ch>

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich.
<http://www.zora.unizh.ch>

Originally published at:
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2000, 110(5):505-22

In-vitro-Untersuchung von adhäsiv befestigten Slot-Kompositbrücken im Vergleich zu konventionell präparierten Kompositbrücken

Abstract

In einem In-vitro-Versuch wurde das klinische Potenzial von unverstärkten, dreigliedrigen, adhäsiv befestigten Slot-Kompositbrücken im Vergleich zu konventionell präparierten, unverstärkten Kompositbrücken untersucht. Hierzu wurden sechs Frontzahn- und 18 Seitenzahnbrücken aus dem Polyglasswerkstoff Artglass hergestellt. Die Frontzahnbrücken wurden auf einer modifizierten, interproximalen, dreieckförmigen Präparation hergestellt und nach Vergütung in einem speziellen Ofen zirkulär im Schmelz nach dem Total-Bonding-Verfahren adhäsiv befestigt. Die Seitenzahnbrücken wurden nach einer konventionellen und zwei modifizierten Präparationen unterschieden. Die konventionelle Form entsprach einer Hohlkehlpriparation, welche zirkulär im Dentin lokalisiert war. Die Kunststoffbrücken wurden bis auf das incisal gelegene Kronendrittel adhäsiv am Zahn befestigt. Die modifizierten Formen entsprachen je einer interdental gelegenen Slot- Präparation, eine Gruppe mit, eine Gruppe ohne Positionierungsrillen, welche beide zirkulär im Schmelz lagen. Die adhäsive Befestigung erfolgte bei beiden Gruppen identisch, es wurde ein Total-Bonding angestrebt. Auch diese Brücken wurden vor der adhäsiven Verankerung in einem Spezialofen vergütet. Die 24 auf diese Weise hergestellten Kunststoffbrücken wurden mit Hilfe von Schmelzantagonisten einer kombiniert mechanisch- thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Dieser klinisch korrelierte In-vitro-Ermüdungstest wurde solange durchgeführt, bis eine Belastungsdauer von fünf Jahresäquivalenten erreicht war. Die Brückenränder wurden zu Beginn und nach Abschluss der Belastungen im REM qualitativ und quantitativ analysiert, wobei die Übergänge Befestigungskomposit-Brückenglied und Befestigungskomposit-Zahnhartsubstanz getrennt beurteilt wurden. Die Frontzahnbrücken und die erste Gruppe der modifizierten Brücken hielten der Belastung nicht lange stand und waren nach spätestens vier Stunden, das heisst nach 24 000 Kauzyklen, zerstört. Die konventionelle und die modifizierte Form der Slot-Brücken hielten der Belastung stand und erreichten erstaunlich gute Werte sowohl vor als auch nach der Belastungsphase.

In-vitro-Untersuchung von adhäsiv befestigten Slot-Kompositbrücken

im Vergleich zu konventionell präparierten Kompositbrücken

Ralph Zumbühl*, Felix Lutz*, Ivo Krejci**

* Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Zentrum für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich

** Ecole de médecine dentaire, Division de carologie, d'endodontie et de pédodontie, Université de Genève

Korrespondenzadresse:

Ralph Zumbühl, Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Plattenstrasse 11, CH-8028 Zürich

Schlüsselwörter:

Dreigliedrige unverstärkte Slot-Kompositbrücken, interproximale dreieck- und slotförmige Präparation, Dentinliquorsimulation, adhäsive Befestigung

(Texte français voir page 515)

ein Total-Bonding angestrebt. Auch diese Brücken wurden vor der adhäsiven Verankerung in einem Spezialofen vergütet.

Die 24 auf diese Weise hergestellten Kunststoffbrücken wurden mit Hilfe von Schmelzantagonisten einer kombiniert mechanisch-thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Dieser klinisch korrelierte In-vitro-Ermüdungstest wurde solange durchgeführt, bis eine Belastungsdauer von fünf Jahresäquivalenten erreicht war. Die Brückenränder wurden zu Beginn und nach Abschluss der Belastungen im REM qualitativ und

In einem In-vitro-Versuch wurde das klinische Potenzial von unverstärkten, dreigliedrigen, adhäsiv befestigten Slot-Kompositbrücken im Vergleich zu konventionell präparierten, unverstärkten Kompositbrücken untersucht.

Hierzu wurden sechs Frontzahn- und 18 Seitenzahnbrücken aus dem Polyglasswerkstoff Artglass hergestellt.

Die Frontzahnbrücken wurden auf einer modifizierten, interproximalen, dreieckförmigen Präparation hergestellt und nach Vergütung in einem speziellen Ofen zirkulär im Schmelz nach dem Total-Bonding-Verfahren adhäsiv befestigt.

Die Seitenzahnbrücken wurden nach einer konventionellen und zwei modifizierten Präparationen unterschieden.

Die konventionelle Form entsprach einer Hohlkehlpräparation, welche zirkulär im Dentin lokalisiert war. Die Kunststoffbrücken wurden bis auf das incisal gelegene Kronendrittel adhäsiv am Zahn befestigt.

Die modifizierten Formen entsprachen je einer interdental gelegenen Slot-Präparation, eine Gruppe mit, eine Gruppe ohne Positionierungsgrillen, welche beide zirkulär im Schmelz lagen.

Die adhäsive Befestigung erfolgte bei beiden Gruppen identisch, es wurde

quantitativ analysiert, wobei die Übergänge Befestigungskomposit-Brückenglied und Befestigungskomposit-Zahnhartsubstanz getrennt beurteilt wurden.

Die Frontzahnbrücken und die erste Gruppe der modifizierten Brücken hielten der Belastung nicht lange stand und waren nach spätestens vier Stunden, das heisst nach 24 000 Kauzyklen, zerstört. Die konventionelle und die modifizierte Form der Slot-Brücken hielten der Belastung stand und erreichten erstaunlich gute Werte sowohl vor als auch nach der Belastungsphase.

Einleitung

Es existieren im Moment vor allem zwei Werkstoffe für den fest-sitzenden Zahnersatz. Dies sind dentale Edelmetalllegierungen sowie Dentalkeramiken zu deren Verblendung (EICHNER 1979). In eher seltenen Fällen kommt als Verblendmaterial Kunststoff bzw. Komposit zur Anwendung (KÖRBER & LUDWIG 1982, LANGNER 1997, KLUGE & SAVIC 1997). Edelmetalllegierungen sind in verschiedenen Ausführungen im Gebrauch und sind wegen korrosiven Erscheinungen und wegen den Lötverbindungen zunehmender Kritik ausgesetzt (WIRZ 1982). Metallfreie Vollkeramiksysteme sowie Kunststoffe bzw. Composite sind vor allem geeignet für Einzelkronen (KREJCI et al. 1994, KÖRBER & LUDWIG 1985). Mit vollkeramischen Brücken konnten die gesteckten Ziele bislang nicht erreicht werden (DÜRR et al. 1993, KELLY et al. 1995, KERN 1993, POSPIECH et al. 1994a). Neben den fehlenden kontrollierten Langzeituntersuchungen und den noch hohen primären Misserfolgen spielt auch die sehr aufwändige und schwierige zahntechnische Herstellung eine erhebliche Rolle. Die primären Misserfolge sind zur Hauptsache auf Frakturen zurückzuführen, welche praktisch immer im Bereich der Übergangszone Zwischenglied/ Verankerung auftreten (KERN & STRUB 1992, KERN et al. 1992, DÜRR et al. 1995, KELLY et al. 1995).

In einer Studie (MARTHALER 1993) wurde aber gezeigt, dass in Zukunft ein Bedarf an zahnhartsubstanzschonenden, minimal invasiven Restaurationen bestehen wird: heute in zehn Jahren werden bereits fast alle Unter-55-Jährigen vollbezahnt sein. Es dürfte sich zudem vermehrt um Schalllücken handeln, deren angrenzende Pfeilerzähne wegen dem enormen Kariesrückgang intakt oder nur mit kleinen Füllungen versorgt sein werden. Somit haben allfällige Rekonstruktionen nach dem Prinzip der minimalen Invasivität möglichst zahnhartsubstanzschonend zu sein, was bei der konventionellen Brücken-Versorgung wegen der zahnschädigenden Präparation der Pfeilerzähne (Schichtdicke des Verbundes Metall-Keramik von 1,2 mm) nicht der Fall ist. Hier geht an beinahe oder gänzlich gesunden Zähnen ein grosser Anteil an wertvoller Zahnhartsubstanz verloren. Das Komposit braucht in der Regel die Schichtstärken der Keramik nicht, wenn es mit Hilfe eines Befestigungskomposits mit dem Pfeilerzahn verklebt wird. Dieser Faktor erlaubt eine minimalinvasive Präparation der Zähne.

Kompositbrücken sind neu. Um das langfristige Potenzial abschätzen zu können, müssen die Brückenkonstruktionen einem simulierten Langzeitbelastungstest unterworfen werden. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung bestand deshalb darin, im Rahmen eines solchen Tests abzuleiten, wie sich minimal inva-

siv bzw. konventionell präparierte, adhäsiv befestigte Kompositbrücken bezüglich Frakturanfälligkeit und marginaler Adaptation langfristig verhalten werden.

Material und Methoden

Für die Untersuchung wurden insgesamt 24 dreigliedrige Brücken hergestellt, welche in vier Gruppen zu je sechs Einheiten unterteilt worden waren. Eine Gruppe umfasste Brücken in der Front zwischen dem frontalen Schneidezahn und dem Eckzahn, weitere drei Gruppen umfassten Brücken im Seitenzahngelände zwischen dem zweiten Prämolaren und dem zweiten Molaren. Es wurden eine konventionelle und eine neue, modifizierte Pfeilerpräparation angewendet (Abb. 1).

Als Pfeilerzähne wurden 48 extrahierte, kariesfreie, menschliche Zähne verwendet. Die Wurzeln wurden mit dem Scaler von Desmodontalresten befreit und gereinigt, um danach auf einem speziellen REM-Träger befestigt zu werden. Die Versuche sollten unter Einfluss von Dentinliquor erfolgen, um möglichst naturgetreue Verhältnisse zu simulieren (KREJCI et al. 1994). Hierzu wurde eine bis in das Kavum reichende Bohrung angebracht, in welche ein kleines Nickel-Röhrchen zur späteren Einleitung von Pferdeserum eingeschoben und fixiert wurde. Über das Nickel-Röhrchen wurde ein Plastikschauch gezogen und befestigt. Der nächste Schritt bestand darin, den eigentlichen Dentinliquor zu simulieren. Das Pferdeserum wurde dazu mit NaCl-Lösung im Verhältnis 2:1 gemischt. Die erhaltene Lösung wurde in eine Infusionsapparatur gegossen, welche sich 35 cm über der Tischoberfläche befand, um den pulpalen Innendruck von 25 mm Hg nachzuahmen. Das verdünnte Serum liess man vor der Präparation mindestens 48 Stunden in die Zähne penetrieren (Abb. 2).

Die so vorbereiteten, montierten Versuchszähne waren auf zwei Gummipuffern gelagert, die auf dem Basissockel, welcher in den Kausimulator eingebracht werden konnte, befestigt waren. Die Gummipuffer simulierten die ligamentäre Aufhängung. Aufgrund einer Achsendivergenz von 15 Grad zwischen den beiden Gummipuffern führte eine axiale Belastung des Brückenzwischen-glieds in vertikaler Richtung zu Scherkräften auf die Pfeilerzähne, die einen zusätzlichen Stressfaktor auf das System erfolgte genau in der Mitte des Brückenzwischen-gliedes (Abb. 3).

Die Präparation der ersten Gruppe war konventionell. Die Pfeilerzähne wurden durch eine zirkuläre Hohlkehlpräparation so zahnhartsubstanzschonend wie möglich beschliffen. Die Breite

Abb. 1 Charakterisierung der Versuchsgruppen

Versuchs-Gruppen	Lokalisation der Brücken	Präparation der Zähne	Präparationsgrenzen	Präparationsformen	Brückenformen
1	Seitenzahngelände 14×16	Hohlkehle	Dentin	konventionelle Stumpfpräparation, zirkulär	3-gliedrige konventionelle Brücke
2	Frontzahnbereich 11×13	Slot	Schmelz	dreieckiger Slot mit Abschrägung	Flügelbrücke
3	Seitenzahngelände 14×16	Slot	Schmelz	Slot mit Abschrägung	Flügelbrücke
4	Seitenzahngelände 14×16	modifizierter Slot	Schmelz	Slot mit Abschrägung und Rillen	Flügelbrücke

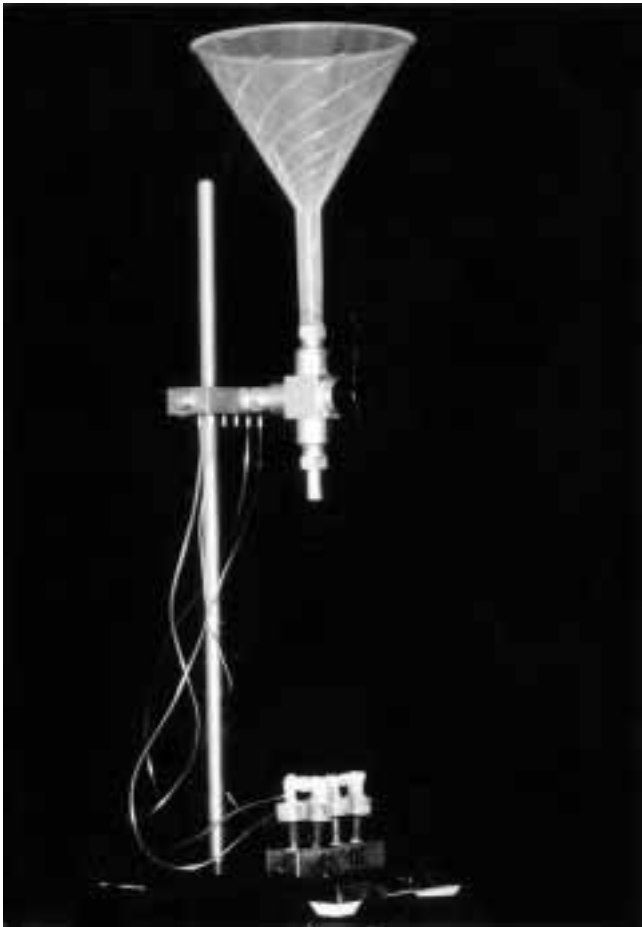


Abb. 2 Simulation des Dentinliquors in der Infusionsapparatur mit verdünntem Pferdeserum

Fig. 2 Montage permettant de simuler la perfusion des dents extraites par un succédané de liquide dentinaire (sérum de cheval dilué)

der Hohlkehle, welche im Randbereich praktisch einer konkaven Schrägung gleichkam, betrug maximal 0,8 mm. Die Präparation wurde so weit zervikal gelegt, dass der ganze Schmelzmantel knapp entfernt wurde, das heisst, die gesamte Präparation lag im Dentin. Okklusal wurde der Zahn gemäss den anatomischen Gegebenheiten beschliffen (Verkleinerungsform).

Die Versuchsgruppen 2 bis 4 wurden nach der modifizierten Präparation beschliffen. Diese unterschied sich von der konventionellen Präparation dadurch, dass die Pfeilerzähne nur interdental beschliffen wurden und der Präparationsrand vollständig im Schmelz zu liegen kam. Es wurde im Seitenzahnbereich approximal je ein 3 mm breiter und 1,5 mm tiefer Kasten präpariert, der nach bukkal und zervikal rechtwinklig mit einer 45°-Abschrägung des Schmelzes, nach palatinal beziehungsweise lingual auslaufend präpariert wurde und gegen okklusal leicht divergierende Wände besass, mit einem Winkel zwischen vier bis sechs Grad. Die beiden Kästen mussten zueinander parallel sein, um eine optimale Einschubrichtung zu erreichen (Abb. 11b).

Im Frontzahnbereich wurde je ein dreieckiger Kasten mit 45°-Schmelzrandschrägung präpariert, die Tiefe entsprach wiederum 1,5 mm (Abb. 4).

Die Gruppe 4 war eine weiter modifizierte Form der modifizierten Präparation. Sie betraf das Seitenzahnggebiet. Im approximalen Kasten wurden sowohl bukkal als auch oral Rillen einge-

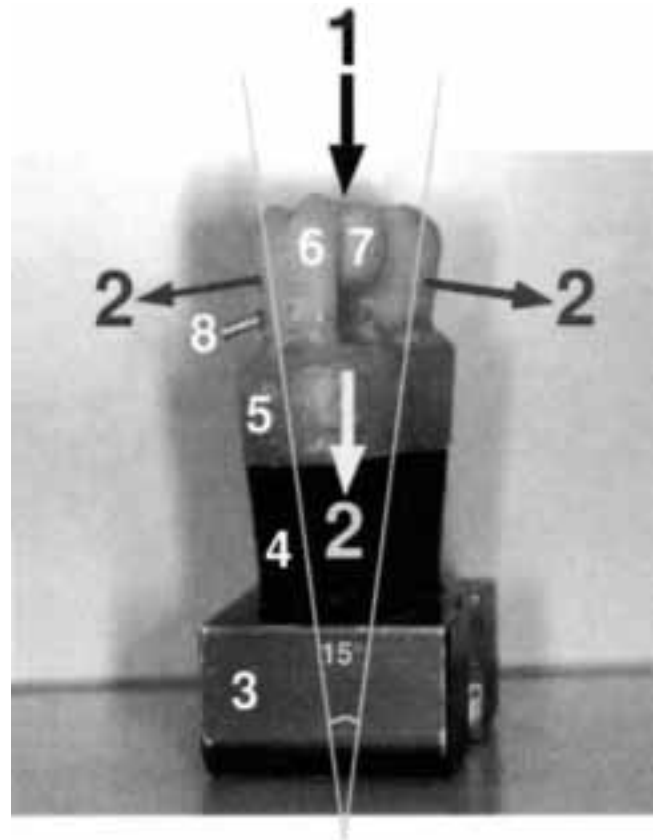


Abb. 3 Die auf das System einwirkenden Kräfte in schematischer Darstellung:

- 1 Hauptbelastungsvektor
- 2 resultierende Vektoren
- 3 Basissockel
- 4 Gummipuffer
- 5 Einbettmasse für die Pfeilerzähne
- 6 Pfeilerzähne
- 7 Zwischenglied als Belastungsempfänger
- 8 Röhrrchen für die Dentinsimulation

Fig. 3 Représentation schématique des contraintes exercées sur le système:

- 1 Vecteur de sollicitation principal
- 2 Vecteurs secondaires en résultant
- 3 Socle de base
- 4 Amortisseurs en caoutchouc
- 5 Matériau de montage des dents piliers
- 6 Dents piliers
- 7 Élément intermédiaire en tant que centre de la sollicitation
- 8 Tube métallique servant à l'irrigation par le liquide dentinaire

schliffen (Abb. 5, 8), um damit eine Positionierungshilfe bei der adhäsiven Befestigung der Kompositbrücken auf den beweglichen, auf Gummipuffern aufgebrauchten Pfeilerzähnen zu erreichen (Abb. 3). Die modifizierten Kompositbrücken bestanden somit nicht mehr aus einer dreigliedrigen Einheit, sondern nur noch aus dem Zwischenglied mit zwei approximalen Fortsätzen (Flügelbrücke, Abb. 6, 7, 8, 9), welche von okklusal bzw. palatinal eingeschoben wurden.

Die Brücken wurden direkt auf den beschliffenen, mit Isolating-Gel (Ch.-B.: 39, Kulzer & Co, Wehrheim) isolierten Pfeilerzähnen hergestellt. Bei der konventionellen Gruppe wurde wie folgt vorgegangen: Zuerst wurde eine schwimringähnliche Kompositportion (Artglass, Kulzer & Co, Wehrheim) auf Höhe des Zwischengliedes um beide Zähne gezogen und ohne zu härten wurden diese beiden Portionen durch einen Verbind-



Abb. 4 Präparation im Frontzahnbereich. Man beachte die äusserst konservative Vorgehensweise der Beschleifung.

Fig. 4 Préparation typique des dents antérieures. A noter la réduction tissulaire extrêmement conservatrice.

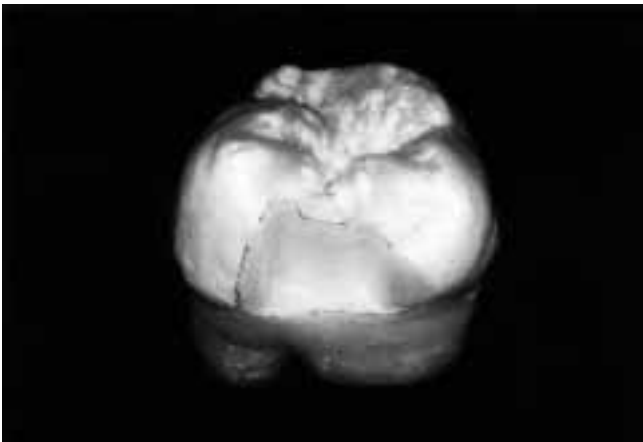


Abb. 5 Präparation zur Aufnahme der minimalinvasiven Slot-Brücke, man beachte die Positionierungsritzen.

Fig. 5 Préparation type pour les ponts de type «slot» modifié. A noter les rainures de positionnement.

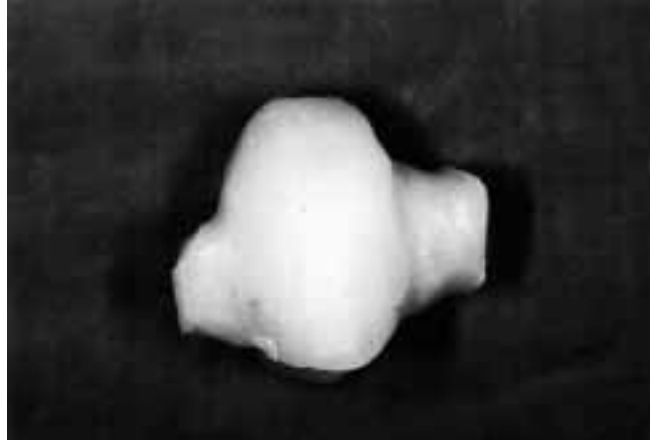


Abb. 6 Flügelbrücke im Seitenzahngebiet vor der adhäsiven Befestigung.

Fig. 6 Pont à ailettes dans les segments latéraux, avant le collage par technique adhésive.



Abb. 7 Zur Belastung im Kausimulator bereite, auf dem Basissockel montierte, adhäsiv befestigte, modifizierte Seitenzahnbrücke.

Fig. 7 Pont postérieur de type modifié, scellé par technique adhésive et monté sur le socle de base du simulateur de la mastication.

dungsstrang verbunden. Danach wurde das aufgetragene Material allseitig mit einer Polymerisationslampe (Optilux 500, Demetron, Danbury, CT, USA) 120 s gehärtet, um in der Folge in kleineren Portionen die beiden Pfeiler und das Zwischenglied aufzubauen. Nach jedem Härtungsprozess wurde auf der Oberfläche mit Modellierflüssigkeit (Kulzer & Co, Wehrheim) die Dispersionschicht durch einfaches Auftragen verstärkt, ohne die Modellation zu «baden». Dies war bei der Mehrschichttechnik nötig, da die Oberfläche relativ schnell austrocknete. Nachdem die Schichtung beendet war, wurde die Brücke im KulzerOfen (UniXS/Dentacolor XS, D-6393-Wehrheim) für 240 s vergütet und danach ausgearbeitet und poliert.

Das gleiche Vorgehen galt für die modifizierten Formen, mit der Ausnahme, dass hier nicht die beiden Pfeiler aufgebaut werden mussten. Zuerst wurden die beiden approximalen Kästen mit Kompositmasse gefüllt und gleichzeitig, wieder ohne zu härten, der unverstärkte Verbindungsstrang gezogen. Danach wurde allseitig für 120 s mit Licht polymerisiert und das Zwischenglied analog zu oben aufgebaut. Das Kroneninnere der konventionellen Brückenform wurde für die adhäsive Befestigung durch Sandstrahlen des randständigen Drittels der Kroneninnenfläche mit 50 µm Aluminiumoxid aktiviert. Danach folgte die

chemische Aktivierung mittels Monobond S (Syntac Classic, Nr. 700764, Vivadent, 9494 Schaan), welches 2 min zur Penetration belassen wurde. Anschliessend wurden die Kroneninnenflächen mit Heliobond (Syntac Classic Nr. 800813, Vivadent, 9494 Schaan) benetzt.

Auf den Zahnstümpfen wurde die totale Dentinhaftung etabliert: Zuerst wurde der selbstkonditionierende Primer (Syntac Classic Nr. 925932, Vivadent, 9494 Schaan) auf das freiliegende Dentin appliziert und nach einer Einwirkungszeit von mindestens 15 s mit Luft für 10 s eingetrocknet. Danach folgte die Applikation von Adhesive (Syntac Classic Nr. 925931, Vivadent, 9494 Schaan), welches ebenfalls nach einer Penetrationszeit von mindestens 10 s mit Luft eingetrocknet wurde. Schliesslich wurde Heliobond aufgetragen, welches nach einer Penetrationszeit von 30 s dünn verblasen und für 1 Minute von allen Seiten vorgehärtet wurde.

Die Kronen wurden mit einem rein lighthärtenden Befestigungskomposit (Tetric Nr. Ch.-B.: 560515, Vivadent, 9494 Schaan) mit Hilfe der Ultraschalltechnik eingesetzt. Die Kompositüberschüsse wurden sorgfältig mit einem kleinen Doppelendspatel entfernt. Danach wurde die Brücke nochmals leicht in Position gedrückt und die herausquellenden



Abb. 8 Modifizierte Slot-Brücke von okklusal. Gut sichtbar sind die Positionierungsrillen bukkal und oral.

Fig. 8 Vue occlusale d'un pont sur «slots» modifiés. Le rainures de positionnement taillées en direction vestibulaire et linguale sont bien visibles.



Abb. 9 Seitenansicht einer modifizierten Brücke

Fig. 9 Vue latérale d'un pont sur «slots» modifiés

Befestigungskompositüberschüsse wurden belassen. Das Befestigungskomposit wurde von okklusal, mesial, distal, oral und facial für je 90 s unter leichtem okklusalem Druck auf die Brücke polymerisiert.

Nach dem Härtingsprozess erfolgten das drucklose Ausarbeiten und die exakte Politur der Ränder zuerst mit 15 µm Proxoshapefeilen (Intensiv SA, CH-6962 Viganello) und anschließend mit flexiblen Disc-fein und X-fein (Sof-Lex Pop-On, Nr. 1981SF und Nr. 1981F, St. Paul, MN, USA) (Abb. 6).

Die adhäsive Befestigung der modifizierten Brücken erfolgte grundsätzlich wie oben beschrieben, nur wurde hier zusätzlich der Schmelzrand mit 35%iger Phosphorsäure (Ultradent UP 0163, Utah, USA) angeätzt. Nach 60 s Einwirkzeit wurde das Ätzgel abgesaugt und anschliessend für 30 s abgesprayed. Nach der Trocknung des Zahnes wurde die Dentinhaftung analog zu oben etabliert (Abb. 8, 9).

Um beurteilen zu können, wie sich der Randschluss durch eine okklusale Belastung verändert, wurden die Versuchsrekonstruktionen in den Kausimulator (KREJCI et al. 1990b) gebracht. Die Belastung bestand darin, dass die Proben für 1,2 Millionen Kauzyklen (entspricht ca. 5 Jahren in der Klinik) mit einer maximalen Kaukraft von 49 N und einer Frequenz von 1,7 Hz belastet

wurden und dass während diesen Kauzyklen alle 2 Minuten, also insgesamt 6000-mal, die Flüssigkeit gewechselt wurde: Zuerst kalt 5 °C, dann warm 55 °C, dann wieder kalt 5 °C usw.

Als Antagonisten wurden 6 palatinale Höcker eingesetzt, welche aus extrahierten, menschlichen Oberkiefermolaren herausgesägt worden waren (KREJCI et al. 1990a). Die Belastung erfolgte axial auf das Brückenzwischenglied und zwar genau mittig in der Fossa.

Um im Rasterelektronenmikroskop (REM) die Übergänge Krone-Befestigungskomposit und Befestigungskomposit-Zahnhartsubstanz beurteilen zu können, mussten von den Rekonstruktionen vor und nach Belastung Replikas aus Epoxyharz (Stycast 1266, Emerson und Cuming, Europe N.V., B-2431 Westerlo-Oevel) hergestellt werden, welche nach dem Aufkleben auf REM-Träger mit Gold im Sputter bedampft wurden.

Resultate

Die Kompositbrücken der Gruppen 2 und 3, das heisst also die der Front und die des Seitenzahnggebietes der einfachen Slot-Form, hielten der Belastung nicht lange stand und waren alle nach spätestens 4 Stunden im Kausimulator zerstört (Abb. 11a,

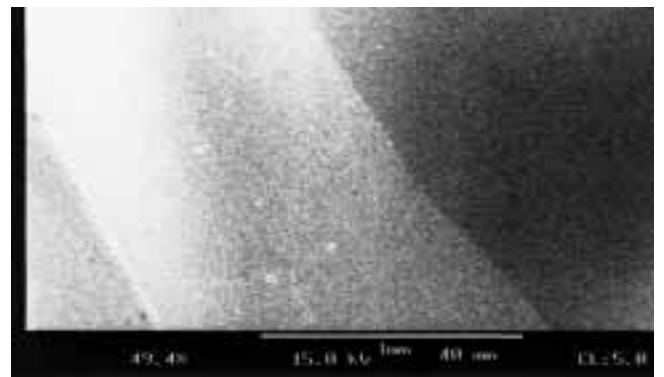


Abb. 10a Perfekte Randverhältnisse der konventionellen Präparationsgruppe vor Belastung (Vergrößerung 50-mal).

Fig. 10a Joint marginal parfait du groupe conventionne, avant mise sous contrainte (Agrandissement 50×).

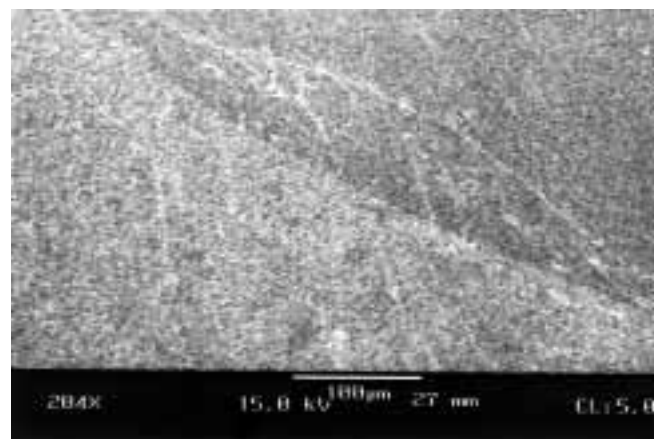


Abb. 10b Nach Belastung 70–92% perfekte Randverhältnisse an den beiden Interphasen-Dentin-Komposit, Befestigungskomposit-Brückenkomposit (Vergrößerung 204-mal).

Fig. 10b Après tests de sollicitation, 70 à 92% de joints marginaux parfaits aux interfaces dentine – composite et composite de scellement – composite du pont (Agrandissement 204×).



Abb. 11a Typische Bruchstelle der modifizierten Seitenzahnbrücke im zu grazil gestalteten Zwischengliedbereich

Fig. 11a Fracture typique d'un pont postérieur de type modifié: la fracture survient au niveau de la zone de connexion de l'élément intermédiaire, de dimension trop faible.



Abb. 12 Im linken oberen Zwischengliedbereich gebrochene, unverstärkte, modifizierte Frontzahnbrücke.

Fig. 12 Pont antérieur modifié non renforcé après fracture au niveau du connecteur gauche entre élément intermédiaire et le pilier.



Abb. 11b Gebrochene Flügelbrücke von okklusal, es handelt sich um die Gruppe-3-Präparation ohne Rillen.

Fig. 11b Vue occlusale d'un pont à ailettes fracturé; il s'agit de préparations du groupe 3 sans rainures.

11b, 12). Bis auf eine Einheit im Frontzahnggebiet brachen alle Brücken ausschliesslich im Zwischengliedbereich auf einer oder gleichzeitig auf beiden Seiten. Letzteres wahrscheinlich wegen der ungleichen Kraftverteilung auf das Zwischenglied, wenn ein Bruch auf einer Seite auftrat.

Die Kompositbrücken der Gruppen 1 (konventionelle Form) und 4 (modifizierte Slot-Form) hielten der Belastung im Kausimulator Stand und waren deshalb Gegenstand der raster-elektronenmikroskopischen Untersuchung bezüglich ihrer Randqualitäten zwischen Befestigungskomposit-Brückenglied und Befestigungskomposit-Zahnhartsubstanz (Schmelz bei der Gruppe 4, Dentin bei der Gruppe 1). In den beiden Abbildungen 13 und 14 sind die Verteilungen der kontinuierlichen Ränder der Gruppen 1 (konventionelle Form) und 4 (modifizierte Slot-Form) in grafischer Form einander gegenübergestellt worden. In die Grafik eingegliedert wurden die Signifikanzanalysen an «kontinuierlichem Rand» an der Interphase Befestigungskomposit-Brücke und Befestigungskomposit-Zahnhartsubstanz vor und nach Belastung.

Die Pfeiler der konventionellen Gruppe zeigten sowohl vor als auch nach Belastung die besten Ergebnisse bezüglich Rand-

adaptation. Die Molaren zeigten initial sowohl an der Grenze Befestigungskomposit-Dentin als auch am Übergang Befestigungskomposit-Brückenglied 92–100% kontinuierlichen Rand. Nach Belastung erreichten sie an der Grenze Befestigungskomposit-Dentin 70–92% «kontinuierlicher Rand», an der Grenze Befestigungskomposit-Brückenglied 83–90% «kontinuierlicher Rand» (Abb. 10a, 10b)

Die Prämolaren zeigten initial an der Interphase Befestigungskomposit und Dentin Werte zwischen 81–98%, zwischen Befestigungskomposit und Brücke Werte zwischen 96–99% «kontinuierlicher Rand». Nach Belastung sanken die Werte naturgemäss leicht ab, zwischen Befestigungskomposit und Dentin auf 69–90%, zwischen Befestigungskomposit und Brückenglied auf 84–95% «kontinuierlicher Rand».

Die modifizierte Slot-Präparation präsentierte sich mit ähnlich gutem Resultat. Bei den Molaren waren an der Grenze Befestigungskomposit-Schmelz Werte zwischen 86–94%, am Übergang Befestigungskomposit-Krone zwischen 87–94% «kontinuierlicher Rand» zu finden.

Die Prämolaren erreichten initial Werte zwischen 77–94% «kontinuierlicher Rand» am Übergang Zahnhartsubstanz-Befestigungskomposit bzw. 83–98% an «kontinuierlichem Rand» zwischen Befestigungskomposit-Brückenglied. Auch hier sanken die Werte naturgemäss nach Belastung, nämlich am Übergang Befestigungskomposit-Schmelz auf 73–82%, an der Grenze Befestigungskomposit-Brücke auf 86–88% «kontinuierlicher Rand» bei den Molaren. Die Prämolaren präsentierten nach Belastung am Interface Schmelz-Befestigungskomposit 74–87%, am Interface Befestigungskomposit-Brücke 73–90% «kontinuierlichen Rand».

Diskussion

Mit dem Polyglass-Werkstoff Artglass wurde ein Material verwendet, das sehr sorgfältig verarbeitet werden musste. Aus diesem Grunde war eine gewissenhafte Einhaltung der Verarbeitungshinweise erforderlich. Besonderer Wert wurde auf folgende Punkte gelegt:

- Ausreichende Verwendung des Artglass-Liquids bei der Mehrschichttechnik, um eine optimale Verbindung der einzelnen Schichten zu erreichen.
- Nach definitiver Modellierung der Brücken wurden diese

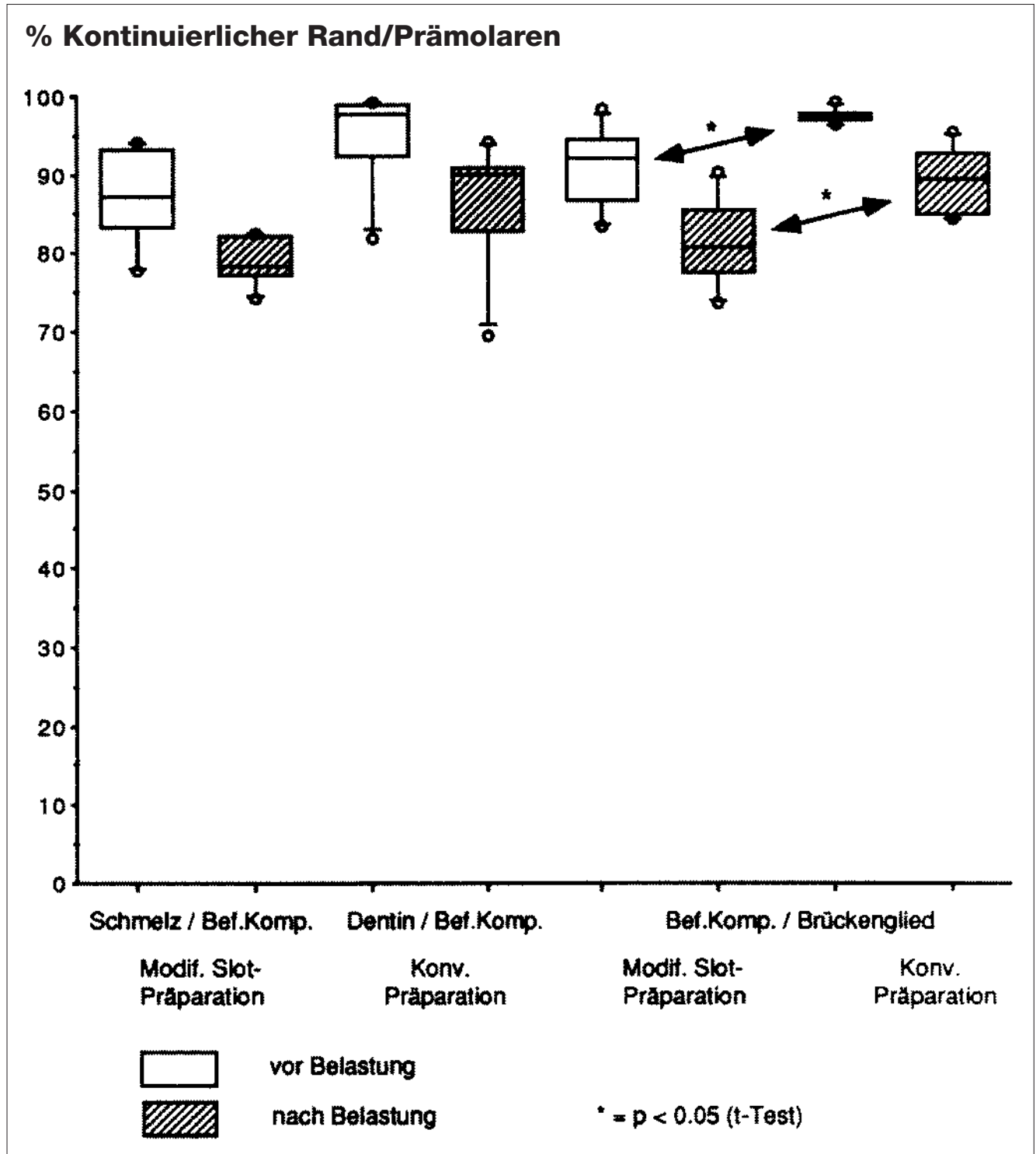


Abb. 13 Verteilung der «kontinuierlichen Ränder» der Prämolaren der beiden modifizierten Gruppen

vom Modell entfernt und im Kulzer-Ofen (UniXS/Dentacolor) für 4 min vergütet.

- Die fertigen Brücken wurden mit Diamantschleifkörpern und Sof-Lex-Scheiben abnehmender Körnungsgröße ohne Druck bearbeitet und poliert.

Für die adhäsive Befestigung wurde ein hochwirksames Dentinhaftmittel, Syntac Classic, verwendet, welches sehr gute Resultate bezüglich Adhäsion im Dentin ergibt (AIROLDI 1991).

Das Brückenersatzmaterial sollte einen Elastizitätsmodul ähnlich dem des Dentins haben, sodass sich die adhäsive Brücke unter Belastung wie das Restzahnmaterial verhält, respektive deformiert. Dies führt zu minimalen Scherkräften im Kronenrandbereich und optimiert somit die marginale Adaptation unter Belastung. Würde ein Brückenmaterial mit viel höherem Elastizitätsmodul verwendet, also ein weniger elastischer Stoff, zum Beispiel ein Material wie Schmelz, so wäre die Brücke zu steif. In der Folge würden bei Belastung Sprünge, Risse oder

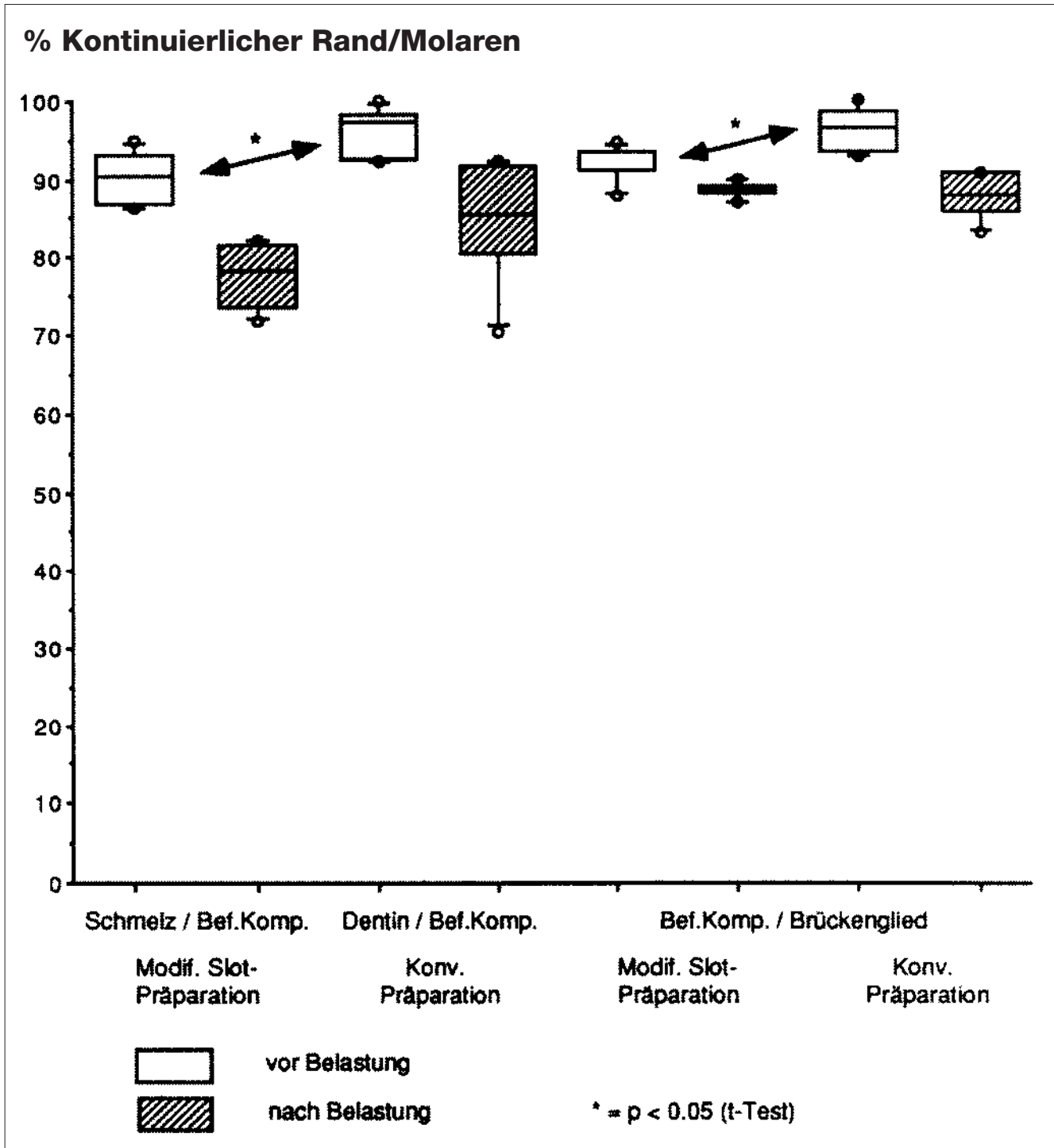


Abb. 14 Verteilung der kontinuierlichen Ränder der Molaren der beiden modifizierten Gruppen

Spalten auftreten. Artglass als Brückenersatzmaterial in Kombination mit Komposit als Befestigungswerkstoff sollte somit besser geeignet sein als Keramik, die einen viel höheren Elastizitätsmodul besitzt als Dentin. Die Pfeilerzähne wurden auf Gummipuffer fixiert, welche gegenüber der Längsachse der Pfeiler um 15° divergierten. Dies bedeutete, dass bei axialer Belastung auf das Zwischenglied Scherkräfte auf die Brücke resultierten und somit eine zusätzliche extreme Belastungssituation auf das System entstand. Dies vor allem im Bereich der Verbindung Zwischenglied/Anker, welche dadurch Belastungsvektoren

in verschiedenen Richtungen ausgesetzt war. Die Gummipuffer federten die Belastung zudem ab und simulierten somit die ligamentäre Aufhängung und die parodontale Beweglichkeit der Pfeilerzähne. Diese Versuchsanordnung sollte der Realität sehr nahe kommen und stellte höhere Anforderungen an das Restaurationsmaterial als eine feste Verankerung. Bei der konventionellen Stumpfpräparation wurde eine lediglich 0,5 mm bis maximal 0,8 mm breite, zirkulär auslaufende Stufe (Hohlkehle) angelegt. Bei einer konventionellen VMK-Krone wird von einer minimalen Stufenbreite von 1,2 mm aus-

gegangen, da die Schichtdicken von 0,5 mm für die Metallunterstützung und 0,7 mm für die Keramik das jeweilige Schichtdickenminimum für eine Kronen- respektive Brückenrekonstruktion darstellen. Bei einer Kompositbrücke wäre es also möglich, mit einer viel schmäleren Stufenbreite auszukommen und somit die Zahnhartsubstanz wirkungsvoll zu schonen.

Bei der modifizierten Präparation wurde so nondestruktiv wie nur möglich vorgegangen. Interdental wurde ein nach oben offener kleiner Slot präpariert, zuerst ohne, in einer weiteren Gruppe mit Rillen, um eine bessere Platzierbarkeit zu erreichen. In diesen zwei Gruppen sollte evaluiert werden, welche Dimensionen ein solcher Slot ungefähr haben müsste und wie stark der Zwischengliedbereich zu gestalten ist, um die Kunststoffbrücken den Belastungstest bestehen lassen zu können. In der modifizierten Form wurde ein Zwischengliedbereich von etwa 4,0 mm auf 4,5 mm zum Prämolaren und die Dimension 4,5 mm auf 5,5 mm zum Molaren gewählt. Als diese Gruppe dem Belastungstest nicht standhalten konnte, vergrößerte man den Interdentalbereich bei der modifizierten Slot-Form nach allen Seiten um etwa je einen Millimeter.

Literatur über adhäsiv befestigte Kompositbrücken an minimal beschliffenen Zähnen gibt es bis heute kaum. Am ehesten findet man einige Studien oder Angaben, welche das glasfaserverstärkte System Targis und Vectris beinhalten. KREJCI et al. (1998) zeigten in einer In-vivo-Arbeit die Durchführung von minimalinvasiven Brückenversorgungen unter Berücksichtigung der korrekten Anwendung der Adhäsivtechnik. Sie präparierten die Pfeilerzähne unter weitgehendem Erhalt der Zahnhartsubstanz und unter Beachtung ihrer Vorschädigung ohne Kompromisse bei der Stabilität oder der Ästhetik eingehen zu müssen. Mehr als 20 Brücken dieser Art wurden am Patienten schon eingegliedert. Es bleibt aber Gegenstand der weiteren Untersuchung, ob diese Vorgehensweise Versorgungen ermöglicht, die auch langfristig mit klassischen Metall-Keramik-Brücken vergleichbar sein werden.

Eine interessante Arbeit lieferte Belvedere im Jahre 1990. Er stellte in einer Sitzung an minimal, vor allem auf der oralen Seite, beschliffenen Zähnen, metallfreie Brücken aus einem Mikrofüller-Kompositmaterial her. Er hat nach eigenen Angaben bereits über 360 dieser Brücken im Munde hergestellt und mit bis zu achtjähriger Tragdauer untersucht. Die Misserfolgsquote soll bei unter 2% liegen. Diese Chairside-Lösung empfiehlt der Autor immer da, wo die Indikation für Zahnersatz gegeben ist, eine volle prothetische Lösung aber sich infolge der Notwendigkeit der Anwendung einer sehr konservativ bewahrenden Technik verbietet, darüber hinaus auch bei finanziell schwächeren Patienten.

Von Kluge existiert eine Arbeit aus dem Jahre 1997, welche sich mit der Verblendung von Teleskop und Konuskronen mit dem Material Artglass befasst. Er äussert sich nur positiv über dieses Material nach fast zweijähriger Erfahrung und empfiehlt es im Vergleich zu den Keramikrestaurationen, da es die Antagonisten erheblich weniger abradiert. Gerade die Abrasionswerte der mit Artglass gestalteten Kauflächen zeugten von guten physikalischen Werten und dadurch hohem Tragkomfort für den Patienten. Für die Implantattechnik von Bedeutung ist der relativ niedrige Elastizitätsmodul, da das Material aufkommende vertikale Kaukräfte dämpft und so den Knochenapparat schonen soll.

Schlussfolgerungen

Die Brückenfrakturen der Gruppen 2 und 3, also die der minimal beschliffenen Frontzähne und die der Slot-Präparation wa-

ren auf eine Unterschreitung der Gerüstschichtstärke des verwendeten Materials Artglass zurückzuführen, worauf man in den folgenden Gruppen den Übergang Anker-Zwischenglied deutlich verstärkte.

Die adhäsiv befestigten, aus dem Polyglass Artglass hergestellten Kompositbrücken der ersten und der vierten Gruppe, also die der konventionellen und die der modifizierten Slot-Form waren dank ausreichender Materialstärke im Übergangsbereich Pfeiler-Zwischenglied kaustabil und erzielten mit dem Dentinhaftmittel Syntac Classic und dem Befestigungskomposit Tetric einen vor und nach Belastung sehr guten Randschluss. Damit dürfte die Bruchfestigkeit von unverstärkten adhesiven Kompositbrücken davon abhängen, welche Materialstärken im Übergangsbereich Pfeiler-Zwischenglied bezüglich parodontalen und ästhetischen Gesichtspunkten zu realisieren sind.

Die leicht besseren Resultate der konventionellen Brückenform könnten sich wie folgt erklären lassen: Diese Rekonstruktionen waren leichter herzustellen, einfacher adhäsiv zu befestigen und auch leichter zu verarbeiten. Weiter mussten diese Brücken keine Schubkräfte ertragen, sie erfuhren nur leichte Scher-, aber vor allem vertikale Kraft. Es war auch kein Problem, genaue Replicas herzustellen, während die modifizierte Slot-Form nicht so einfach zu handhaben war und vor allem Probleme bei der genauen Ausarbeitung sowie der Auswertung bereitete, da der untere Zwischengliedbereich, welcher interdental gelegen war, mit Instrumenten sehr schwierig zu erreichen war. Dies ist sicher auch ein Punkt, welcher in einem In-vivo-Ver-such zu beachten sein wird.

Literaturverzeichnis

- AIROLDI R: In vitro evaluation of actual dentin bonding agents in mixed class V cavities. Med Diss, Zürich (1991)
- BELVEDERE P C: Vom Zahnarzt ausserhalb des Mundes gefertigte metallfreie, lichtgehärtete Composite-Faser-Brücken. SWISS DENT 11: 7-17 (1990)
- DÜRR D, SCHULTHEISS R, JERN M, STRUB J R: Clinical comparison of Porcelain-Fused-To-Metal and All-Porcelain-Resin-Bonded Bridges. J Dent Res 72: 217, Abstr. 908 (1993)
- EICHNER K: Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik. Hanser Verlag, München (1979)
- KELLY J R, TESK J A, SORENSEN J A: Failure of Allceramic Fixed partial Dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling. J Dent Res 74, 1253-1258 (1995)
- KERN M: In-Ceram Adhäsivbrücken sind zurückhaltend zu beurteilen. Dental Labor 41: 1399-1400 (1993)
- KERN M, SCHWARZENBACH W, STRUB J R: Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs. An in vitro study. Int J Prosthodont 5: 108-113 (1992)
- KERN M, STRUB J R: Klinische Anwendung und Bewährung von Adhäsivbrücken aus Aluminiumoxidkeramik In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 47: 532-535 (1995)
- KLUGE G, SAVIC N: Vollverblendete Doppelkronen mit Artglass. Quintessenz Zahntech 23: 437-444 (1997)
- KÖRBER K H, LUDWIG K: Mechanische Festigkeit kunststoffverblender Leichtbaugerüste. Dent Lab 12: 1937-1941 (1985)
- KÖRBER K H: Zahnärztliche Prothetik, 4., vollständig überarbeitete Auflage. G. Thieme Verlag, Stuttgart (1995)
- KÖRBER K H, LUDWIG K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. G. Thieme Verlag, Stuttgart (1982)
- KÖRBER K H: Glasfaser-Brücken-Zahnersatz Erste Ergebnisse zur klinischen Bewährung des Glasfaser-Brücken-Zahnersatzes Targis-Vectris. ZAHNARZT Magazin 3: 32-42 (1996)

- KREJCI I: Zahnfarbene Restaurationen. Med Habil, Zürich (1992)
- KREJCI I, HEINZMANN J-L, LUTZ F: Untersuchung des Verschleissverhaltens von Schmelz, Amalgam und ihrer Antagonisten im computergesteuerten Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1285-1291 (1990a)
- KREJCI I, REICH T, LUTZ F, ALBERTONI M: Die Entwicklung eines In-vitro-Testverfahrens zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme: 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 953-960 (1990b)
- KREJCI I, MÜLLER E, LUTZ F: Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. J Dent Res 73: 1228-1232 (1994)
- KREJCI I, BORETTI R, GIEZENDANNER P, LUTZ F: Adhesive crowns and bridges fabricated of Ceromer/FRC: Clinical/laboratory procedures and initial results. Pract Periodont Aesthet Dent 10: 487-498 (1998)
- LANGNER J: Kronen und Brückenkunststoffe Targis und Vectris Quintessenz Zahntech 23: 631-646 (1997)
- POSPIECH P, RAMMELBERG P, GERNET W: Die vollkeramische Klebebrücke – eine Standortbestimmung. Phillip J 11: 75-79 (1994)
- WIRZ J: Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten – eine In-vitro-Studie. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 92: 408-428 (1982)