

# DER EINFLUSS VON PRÄPARATION UND BEFESTIGUNGSMETHODE AUF DIE BRUCHLAST VOLLKERAMISCHER COMPUTERKRONEN

WERNER H. MÖRMANN\*, ANDREAS RATHKE\* und HEINZ LÜTHY\*\*

\* Station für Zahnfarbene- und Computer-Restaurationen, Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie

\*\* Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich

## Zusammenfassung

Je 15 standardisierte Cerec-Molarenkronen (C.O.S. 4.21+) aus Mark-II-Keramik (Vita) unterschiedlicher Präparationen, nämlich (1) Klassische Präparation mit 1,2 mm Stufenbreite, 4 mm Stumpfhöhe und 6° Konizität, (2) wie (1) mit mod-Kavität, (3) wie (1) mit 50% reduzierter Stumpfhöhe, (4) wie (1) mit 100% reduzierter Stumpfhöhe (Endo-Präparation) mit 2,4 mm Stufenbreite und Endo-Inlay, wurden auf Versuchsstümpfen aus Komposit (Tetric, Vivadent) (a) ohne Befestigung aufgesetzt, (b) mit Phosphatzement oder (c) adhäsiv mit Panavia 21 TC (Kuraray) befestigt und bis zum Bruch belastet. Die Bruchwerte der Kronen gemäss 1a, 2a, 3a, 4a wurden bei Befestigung mit Phosphatzement (1b, 2b, 3b, 4b) jeweils signifikant ( $p < 0,001$ ) erhöht und erzielten bei adhäsiver Befestigung (1c, 2c, 3c) nochmals signifikant ( $p < 0,001$ ) höhere Bruchwerte. Die höchsten Bruchwerte lagen bei adhäsiv eingesetzten Kronen mit okklusal dicker Keramik und Endo-Stumpfpräparation (3c, 4c) vor.

Acta Med Dent Helv 3: 29–35 (1998)

### Schlüsselwörter:

CAD/CIM Vollkeramikkrone, defektorientierte Präparation, adhäsive Befestigung, Bruchlast

Zur Veröffentlichung angenommen: 1. Dezember 1997

### Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. W.H. Mörmann, Station für Zahnfarbene und Computer-Restaurationen PPK, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Zürich, Plattenstr. 11, CH-8028 Zürich, Tel. 01/ 634 32 72, Fax 01/ 634 43 07 E-Mail moermann@zzmk.unizh.ch

## Einleitung

Untersuchungen der Spannungsverteilung am dreidimensionalen Zahnkronenmodell mittels Finit-Element-Simulationen von nicht zementierten glaskeramischen Kronen zeigten, dass die grösste Belastung am Kronenrand auftrat (HOJATIE & ANUSAVICE 1990). Diese verringerte sich in dem Masse, wie die okklusale Schichtdicke im Verhältnis zur Kronenlänge zunahm. In anderen Laborstudien hatte die Dicke der Glaskeramik einen entscheidenden Einfluss auf die Bruchlast von mit Komposit befestigten Probekörpern (PETSCHKE et al. 1996) und auch auf die Bruchlast von unbefestigten Keramikkörpern (ANUSAVICE & TSAI 1996). In klinischen Untersuchungen von BRODERSON (1994) wurde festgestellt, dass eine Verdoppelung der Keramikdicke bei adhäsiv befestigten Dicor-Kronen zu einer Erhöhung der Bruchlast um den Faktor vier führte. Laboruntersuchungen an mit Phosphatzement, Glasionomerzement und Komposit befestigten Empress-Kronen bestätigten die hohe Verbundfestigkeit zwischen Krone und Stumpf bei adhäsiver Befestigung (GROTEN et al. 1996).

Laborstudien an mit Phosphatzement befestigten Dicor-Kronen zeigten, dass mit grösserem Präparationswinkel die Bruchlast der Kronen zunahm (DOYLE et al. 1990a, b). BRODERSON (1994) empfahl sogar, bei der Präparation für Dicor-Kronen einen grossen Konvergenzwinkel von 20° anzuwenden. Allerdings sind Empfehlungen von GENTE (1995) zu berücksichtigen, die zur Vermeidung eines Präparationstraumas eine Minimaldicke des Dentins von 0,7 mm über der Pulpa fordern. So ergaben Konvergenzwinkel von 6° bis 10° eine gute Retention und Bruchfestigkeit von Vollkeramikkrone, wobei die Vitalerhaltung der Pulpa gewährleistet war (MALAMENT & GROSSMAN 1987, DOYLE et al. 1990b, SCHERRER & DE RIJK 1992, LEHNER et al. 1995). Als Richtlinien für die Präparationstiefe wird in diesen Studien ein okklusaler Substanzabtrag von mindestens 1,5 mm und eine Stufenbreite von 1,2 mm angegeben.

Die zum Teil widersprüchlichen Resultate in der Literatur zeigen allerdings, dass für die Zementierung mit Zinkphosphatzement bzw. die adhäsive Befestigung noch keine differenzierten Erkenntnisse über die günstigste Präparationsform für vollkeramische Kronen vor-

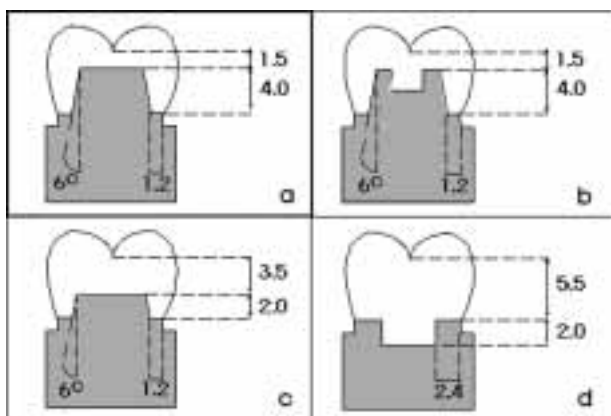
liegen (MEIER et al. 1995). Die bisher für die traditionelle nicht adhäsive Zementierung unter Verwendung von Zinkphosphat-, Carboxylat- und Glasionomerezementen geforderte klassische Kronenpräparation setzt dabei einen voll erhaltenen Dentinstumpf oder einen Aufbau des zerstörten Zahnes voraus. Bei Befestigung von vollkeramischen Kronen mit Hilfe der Adhäsivtechnik liegen offenbar grundsätzlich neue Verhältnisse vor, die einer eingehenden Untersuchung bedürfen.

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss unterschiedlicher Stumpfpräparationen und verschiedener Befestigungsmethoden auf die Bruchlast von computergenerierten vollkeramischen Seitenzahnkronen zu untersuchen.

## Material und Methoden

### Präparationsformen

Für die Präparation wurde jeweils ein erster oberer rechter Molar in der Zahnreihe eines Frasaco-Modells (Typ A3, Frasaco, D-88069 Tettang) präpariert. Bei konventioneller Kronenpräparation (Klassisch) betrug die okklusale Reduktion 1,5 mm in der tiefsten Fissur, und es wurde ein planes okklusales Plateau präpariert. Die zirkuläre Präparation erfolgte unter dem Parallelometer (Cendres & Métaux, Typ PFG 100, CH-2501 Bienne) mit einem Neigungswinkel von 6°. Die zirkuläre Stufe war 1,2 mm breit, die Stumpfhöhe zwischen dem okklusalen Plateau und der zirkulären Stufe betrug 4 mm (LAMPE et al. 1997, RATHKE 1998) (Abb. 1a). Diese Richtlinien wurden für die modifizierten Präparationsformen soweit wie möglich beibehalten. Nach Entfernung einer mesio-okkluso-distalen Füllung wurde auf eine Aufbaufüllung aus plastischem Material verzichtet. Die Abmessungen der Kavität betragen 2 mm in der Tiefe, 3 mm in orofazialer Breite und 6 mm in mesio-distaler Länge. Die Okklusalfäche wurde bei dieser Präparation (Mod) um mindestens 1,5 mm in der tiefsten Fissur reduziert (Abb. 1b). Bei der konventionellen Kronenpräparation mit um 50% reduzierter Stumpfhöhe (50% Reduziert) betrug die Reststumpfhöhe 2 mm (Abb. 1c). Bei Verlust der klinischen Krone mit um 100% reduzierter Stumpfhöhe (Endo) wurde auf einen Stumpf- bzw. Stiftaufbau



**Abb. 1** Querschnitte der Präparations- und Kronenformen, Kronendicke und Stumpfmasse in mm, a) Kontrollgruppe: Konventionelle Präparation (Klassisch), b) Konventionelle Präparation nach Entfernung einer mesio-okkluso-distalen Füllung (Mod), c) Konventionelle Präparation mit um 50% reduzierter Stumpfhöhe (50% Reduziert), d) Endo-Inlay Präparation mit um 100% reduzierter Stumpfhöhe (Endo).

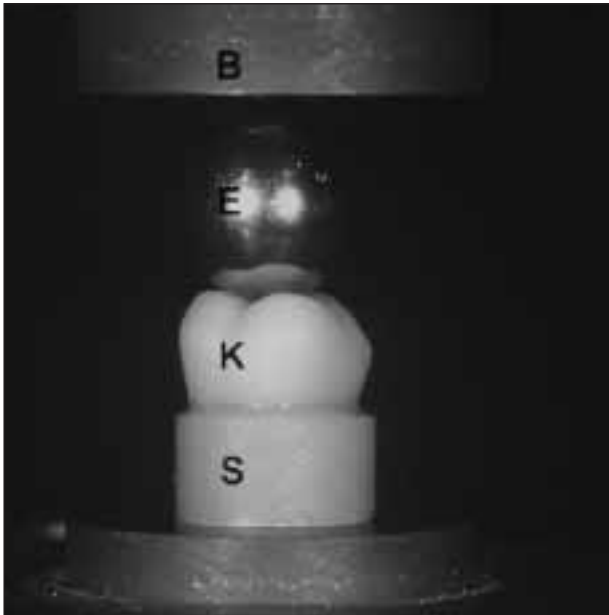
verzichtet. Das Pulpakavum war offen und ausgeschachtet. Die Kavität des Pulpakavums befand sich mittig zentriert im Zahn und wurde in Form einer okklusalen Inlaypräparation von 2 mm Tiefe, 5 mm oro-fazialer Breite und 4 mm mesio-distaler Länge gestaltet. Die Mindestbreite der Stufe betrug auf der gesamten Zirkumferenz 2,4 mm (Abb. 1d).

Die vier Meisterkronenstümpfe (Klassisch, 50% Reduziert, Mod, Endo) wurden pro Versuchsgruppe je 15mal als Kompositstümpfe aus Tetric (Vivadent, FL-9494 Schaan, Chargen-Nr. 721575) reproduziert. Hierzu wurden sie mit dem konischen Wurzelteil in ein zylindrisches Kunststoffrohr mit 25 mm Durchmesser und 25 mm Höhe bis 1 mm unterhalb der Präparationsgrenze mit Modellierwachs festgewachst und in dieser Form pro Versuchsgruppe je einmal doubliert (Protesil, Krupp-Medizintechnik, D-45133 Essen). Die entstandene Hohlform wurde mit Tetric in Schichten von ca. 1 mm Dicke gestopft und jeweils 60 s lichtgehärtet (Coltolux II, Serien-Nr. 7036-4931, 7036-4932, Coltène, CH-9450 Altstätten). Um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten, wurden die Stümpfe anschliessend unter Abdeckung der Oberfläche mit Isoliergel (Insulating-Gel, Kulzer, D-61273 Wehrheim) für 5 min im Vergütungs-ofen (di 500, Coltène, CH-9450 Altstätten) nachgehärtet. Die reproduzierten Stümpfe wurden anschliessend an einer Werkbank (Emco FB-2, Emco Maier & Co., A-5400 Hallein) parallel zur zirkulären Stufe mit einer Hartmetallfräse (Langlochfräser Nr. 5400, Fraisa SA, CH-4512 Bellach) plangeschliffen. Die Teststümpfe wurden in einem Zeitraum von vier Wochen hergestellt und bis zum Bruchversuch unter Raumbedingungen bei ca. 25 °C trocken gelagert.

### Konstruktion der CAD-Meisterkrone und Formschleifen der Versuchskronen

Die Kronen zu den Präparationsstümpfen wurden auf zwei Cerec-2-Geräten (Siemens, D-64623 Bensheim) hergestellt (Gerät-Nr. 01008 mit Kamera-Nr. 1015 und Gerät-Nr. 01057 mit Kamera-Nr. 1934). Es wurde das Kronenprogramm C.O.S. 4.21+ (02.11.1995) im Modus Crown I/Correlation verwendet. Von jedem Meisterkronenstumpf der vier Präparationstypen wurde ein optischer Abdruck genommen. Jedem dieser Präparationsabdrücke wurde jeweils der optische Abdruck von ein und derselben aufgewachsenen Meisterkrone (LAMPE et al. 1997) überlagert. Diese Krone wurde für den Versuchszweck mit drei Höckern konstruiert, deren Spitzen auf gleicher Höhe lagen. Die konvexen inneren Höckerabhängigkeiten bildeten eine Dreipunktauflage für eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12 mm (Abb. 2). Durch die automatisch im Cerec-System ablaufende Korrelation des Präparationsabdruckes eines jeden Präparationstyps mit dem Okklusionsabdruck der aufgewachsenen Krone entstanden die CAD-Konstruktionen der vier Kronentypen mit unterschiedlicher Innenform aber identischer Aussenform.

Für das Formschleifen aller Versuchskronen wurden Cerec-Keramikkblocks (Vita Mark II, Vita-Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen) der Grösse 12 (10×12×15 mm) verwendet. In Vorversuchen wurde für die Einstellung der okklusalen Dimension der Wert von 500 µm ermittelt. Bei dieser Einstellung wurde bei der klassischen Krone im Fissurenbereich exakt die Keramikdicke von 1,5 mm erreicht. Die Spacereinstellung betrug 30 µm. Beide Werte wurden vor jedem Schleifvorgang im Servicefenster überprüft und bei allen Kronentypen angewendet, um identisch dimensionierte Kronenformen pro Präparation zu erhalten. Der Schleifprozess pro Krone dauerte



**Abb. 2** Anordnung der Bruchbelastung: Der zylindrische Bolzen (B) leitet die Kraft über eine Edelstahlkugel (E) in die Krone (K) und den Stumpf (S) ein.

20–25 min. Das Kühlwasser wurde nach jedem zweiten Schleifvorgang gegen frisches Hahnenwasser mit einem Schleifzusatz von 1 Tablette (Cerec Dentagrind 2000, Art.-No. 2794824, D3255 Siemens) pro Tankfüllung ersetzt. Traten Schrittverluste während des Schleifens auf, so wurden die Kronen verworfen. Die formgeschliffenen Kronen wurden nicht nachgearbeitet und nicht poliert.

#### Befestigung der Kronen

Jeweils 15 Versuchskronen jeder Präparationsform wurden ohne Befestigungsmedium auf die Versuchsstümpfe aufgesetzt und in diesem Zustand bis zum Bruch belastet. Weitere 15 Versuchskronen jeder Präparation wurden konventionell mit Zinkphosphatzement zementiert (De Trey, Dentsply, D-78467 Konstanz, Liquid-Chargen-Nr. 930915, Powder-Chargen-Nr. 931126). Dazu wurden 8 Tropfen Phosphorsäure mit einem gehäuften Spatel (ca. 0,7 g) Zinkoxid-Pulver auf einer gekühlten Glasplatte für 1,5 min durchgespatelt (CHEN & SCHÄRER 1993). Der Zinkphosphatzement wurde mit dem Pinsel auf die Kroneninnenfläche aufgetragen und die Kronen auf die für 6–7 s sandgestrahlten (2 bar, Korngrösse 50 µm) Kompositstümpfe aufgesetzt. Die Überschüsse wurden nach frühestens 15 min entfernt. Bis zum Bruchversuch lagerten die zementierten Kronen für mindestens 24 h bei konstanten 22 °C Raumtemperatur und gleichbleibender Luftfeuchtigkeit. Die dritte Versuchsgruppe (n=15) jeder Präparation wurde adhäsiv mit chemisch härtendem Kompositmaterial (Panavia 21 TC, Kuraray, Osaka 530, Japan, Lot 0032 A bzw. 0034 A) befestigt. Dazu wurden die Kompositstümpfe mit Aluminiumoxid (Nobilium AG, CH-8102 Oberengstringen) der Korngrösse 50 µm bei 2 bar 6–7 s sandgestrahlt, mit Monobond S (Vivadent, FL-9494 Schaan) 60 s silanisiert und mit Heliobond (Vivadent, FL-9494 Schaan) beschichtet. Das Heliobond wurde sorgfältig dünn ausgeblasen, um Schichtdickenvariationen und Ansammlungen («Pooling») zu vermeiden, und anschliessend je 20 s von drei Seiten ausgehärtet.

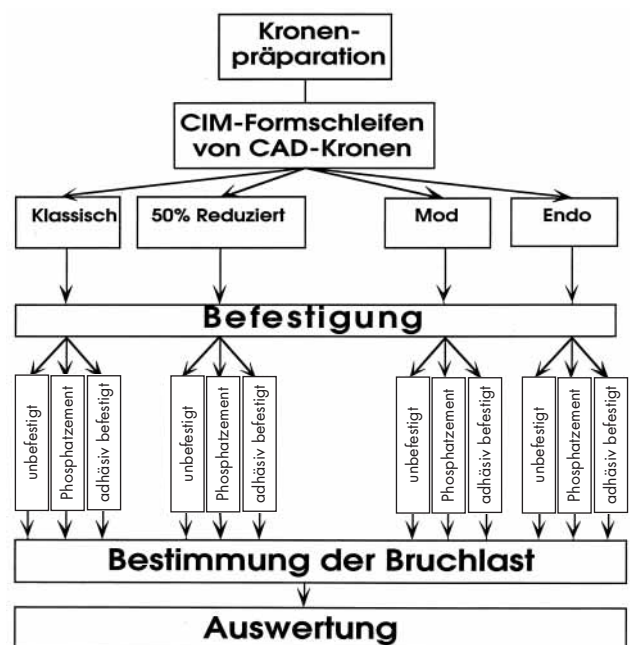
Die Innenflächen der Versuchskronen wurden mit Ceramics-Etch (Vita) 60 s angeätzt und anschliessend 60 s mit Wasser abgesprüht. Danach wurde die Kroneninnen-

fläche für 20 s mit ölfreier Luft getrocknet. Dann wurde Monobond S aufgetragen und nach einer Einwirkzeit von 60 s für 20 s mit dem Luftbläser bei 3 bar getrocknet.

Die Kronen wurden mit Panavia 21 TC auf die Kompositstümpfe aufgesetzt. Die Verarbeitung von Panavia erfolgte nach den Empfehlungen von CHEN & SCHÄRER (1993) und nach den Vorschriften des Herstellers. Es wurden gleichlange Stränge der Katalysator- und Universalpaste 20–30 s zusammengespatelt, bis eine gleichmässige Durchmischung erreicht war. Diese wurde dann auf die Innenfläche der Krone aufgebracht, ohne dabei Luftblasen einzuschliessen. Die Krone wurde aufgesetzt und unter Fingerdruck (ca. 50 N) gehalten. Die Überschüsse wurden an der Stufe mit einer tangential an die Kronen- und Stumpfoberfläche angelegten Sonde entfernt. Der Fugenbereich der Krone wurde mit Oxyguard II (Kuraray, Lot 0023) abgedeckt und der Fingerdruck so lange aufrechterhalten, bis das Befestigungsmaterial ausgehärtet war. Die befestigten Kronen wurden 24 bis 48 h bei konstanten 22 °C Raumtemperatur gelagert.

#### Bruchlastmessungen

Die auf den Stümpfen befestigten Kronen wurden nach minimal 24 h, maximal 48 h unter einer Universal-Prüfmaschine (Schenck-Trebel, Typ RM 50, Schenck AG, CH-8606 Nänikon) getestet. Eine Edelstahlkugel mit 12 mm Durchmesser wurde okklusal in die durch die drei Höcker definierte Position gebracht und von einem zylindrischen Bolzen mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min bis zum Bruch belastet (Abb. 2). Die Edelstahlkugel lag punktförmig auf den inneren Höckerabhängen auf, und die Kraftübertragung erfolgte senkrecht zur Unterstützungsfläche des Stumpfes. Die Kraftsteigerung wurde digital angezeigt und gleichzeitig mit einem Flachbettschreiber (BBC Goerz Metrawatt, Typ SE 130, CH-3027 Bern) auf DIN-Rollenpapier festgehalten. Sobald die Kraft nachliess, d.h. beim Bruch, stoppte die digitale Anzeige und zeigte die maximale Kraft an.



**Abb. 3** Versuchsablauf: Vollkeramische (Mark II, Vita) Computerkronen (Cerec) auf den vier Präparationsformen, unbefestigt (n=15), mit Zinkphosphatzement (n=15) und adhäsiv (n=15) mit Panavia 21 TC (Kuraray) befestigt.



## Auswertung

Der Versuchsablauf ist in Abb. 3 dargestellt. Die ermittelten Einzelwerte wurden einer 2-Weg-Varianzanalyse unterzogen. Im StatView-Statistikprogramm 4.02 (Brain Power Inc., USA-91302 Calabas) wurden Boxplot-Diagramme hergestellt. Die statistischen Unterschiede zwischen den drei Befestigungsgruppen und den vier Präparationsgruppen wurden mit dem Scheffé-Test untersucht.

## Resultate

Die durchschnittlichen ( $\bar{x} \pm SD$ ;  $n=15$ ) Bruchlasten (N) und die Variationskoeffizienten (CV %) sind in Tabelle I aufgeführt. Zwischen den Präparationen und den Befestigungsarten lagen in der 2-Weg-Varianzanalyse signifikante ( $p < 0,001$ ) Unterschiede vor. Die Wechselwirkung zwischen Präparation und Befestigungsart war statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

**Tab. I** Bruchlasten (Newton;  $\bar{x} \pm SD$ ;  $n=15$ ) und Variationskoeffizienten CV (%) vollkeramischer (Mark II; Vita) Cerec-Computerkronen. Signifikante Unterschiede zwischen den Befestigungsarten \*\*\*  $p < 0,001$  (Scheffé-Test)

	Mod	Klassisch	50% Reduziert	Endo
<b>Unbefestigt</b>	518 ± 109 (21%) I***	745 ± 109 (14,7%) I***	1058 ± 190 (18%) I***	1624 ± 372 (22,9%) I***
<b>Phosphatzement</b>	1296 ± 248 (19,2%) I***	1680 ± 300 (17,8%) I***	2870 ± 609 (17,7%) I***	2991 ± 907 (31,2%) I***
<b>Adhäsiv befestigt</b>	2645 ± 215 (8,2%)	3132 ± 604 (19,3%)	3774 ± 810 (21,5%)	3407 ± 618 (18,1%)

## Verhalten der Kompositstümpfe

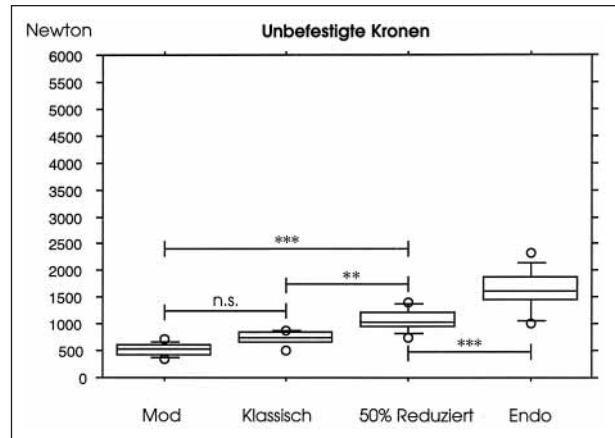
Bei den unbefestigten Versuchskronen blieben die Kompositstümpfe intakt. Bei Zementierung mit Zinkphosphatzement blieben die Stümpfe der Versuchskronen auf klassischer Präparation unbeschädigt, während sich bei den anderen Präparationsstümpfen der Bruchverlauf grösstenteils bis in den Stumpf fortsetzte. In der adhäsiven Versuchsgruppe zerbrachen bei allen Präparationen die Stümpfe in Fortsetzung der Frakturlinie der Krone.

## Einfluss der Präparationsgeometrie

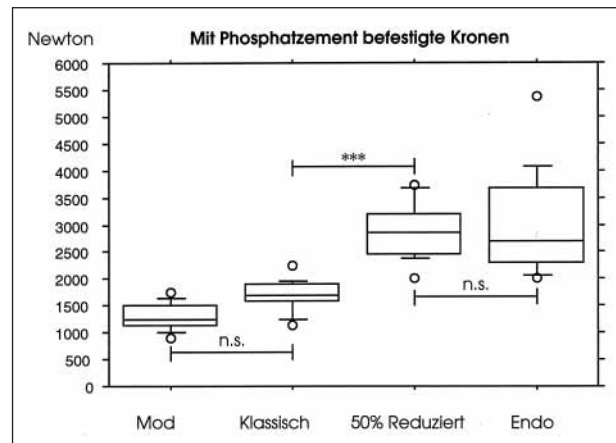
Bei den unbefestigten Versuchskronen erzielten die okklusal dickeren Kronen (Endo, 50% Reduziert) gegenüber den Kronenarten mit niedriger okklusaler Keramikschichtstärke (Mod, Klassisch) signifikant ( $p < 0,001$ ,  $p < 0,01$ ) höhere Bruchlastwerte. Gruppen mit etwa gleicher Materialstärke (Mod, Klassisch) zeigten untereinander keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ) in der Bruchlast (Abb. 4).

Die mit Zinkphosphatzement eingesetzten Kronen wiesen gegenüber den unbefestigten Kronen signifikant ( $p < 0,001$ ) höhere Bruchwerte auf. Die Präparationsgruppen Mod und Klassisch unterschieden sich signifikant ( $p < 0,001$ ) von den Gruppen 50% Reduziert und Endo. Zwischen den Gruppen Mod und Klassisch bzw. 50% Reduziert und Endo konnten keine Signifikanzen ( $p > 0,05$ ) festgestellt werden (Abb. 5).

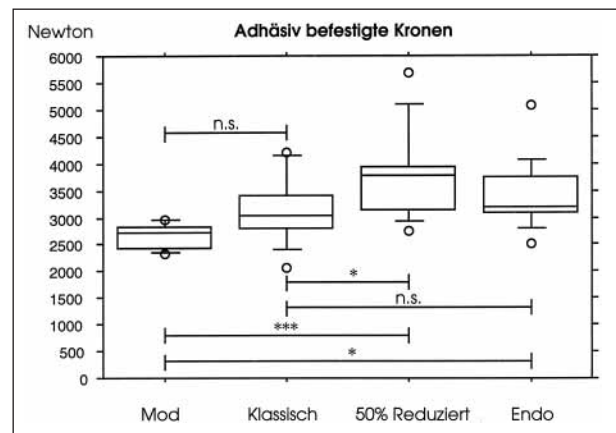
Die höchsten Bruchlastwerte ergaben sich bei adhäsiv befestigten, okklusal dickeren Kronen. Mit der Adhäsivtechnik nahm der Einfluss der Präparation bzw. der Keramikstärke auf das Bruchverhalten der Kronen ab. Bei den Präparationsformen fanden sich signifikante Unter-



**Abb. 4** Bruchlasten [N] unbefestigter vollkeramischer (Mark II, Vita) Computerkronen (Cerec) auf Kompositstümpfen ( $n=15$ ); Box-Plot Diagramm: 80% der Werte liegen zwischen den Balkenenden, 50% in der Box, getrennt durch den Median (Mittenswert), die Kreise zeigen die äussersten Extremwerte an. Signifikante Unterschiede \*\*\*  $p < 0,001$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; n.s. =  $p > 0,05$  (Scheffé-Test)



**Abb. 5** Bruchlasten (N) vollkeramischer (Mark II, Vita) Computerkronen (Cerec) mit Zinkphosphatzement auf Kompositstümpfen befestigt ( $n=15$ ); Box-Plot-Diagramm, signifikante Unterschiede \*\*\*  $p < 0,001$ ; n.s. =  $p > 0,05$  (Scheffé-Test)



**Abb. 6** Bruchlasten (N) vollkeramischer (Mark II, Vita) Computerkronen (Cerec) adhäsiv auf Kompositstümpfen befestigt ( $n=15$ ); Box-Plot-Diagramm, signifikante Unterschiede \*\*\*  $p < 0,001$ ; \*  $p < 0,05$ ; n.s. =  $p > 0,05$  (Scheffé-Test)

schiede zwischen den Gruppen Mod und 50% Reduziert ( $p < 0,001$ ) bzw. Endo ( $p < 0,05$ ) und den Gruppen Klassisch und 50% Reduziert ( $p < 0,05$ ) (Abb. 6).

## Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss von Kronenpräparationen mit stark unterschiedlichem Zahnhartsubstanangebot bei verschiedenen Befestigungsmethoden auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Computerkronen zu untersuchen.

Die Belastung der Kronen über eine Stahlkugel, welche auf Punktkontakten an den inneren konvexen Höckerabhängen der identisch formgeschliffenen Kronen aufsetzte, ermöglichte eine standardisierte Testsituation. Die experimentellen Kronenstümpfe wurden manuell unter der Verwendung von Feinhybridkomposit hergestellt. Dieses Material weist einen Elastizitätsmodus auf, welcher dem von Dentin ähnelt. Dadurch wurde eine mechanische Ähnlichkeit der experimentellen Kronenstümpfe mit dem Dentin natürlicher Zähne erreicht (SCHERRER & DE RIJK, 1993; LAMPE et al. 1997). Davon abgesehen wurde nicht angestrebt, irgendwelche klinischen Parameter zu imitieren (RATHKE 1998). Zudem boten die Kompositstümpfe die Voraussetzung für eine starke adhäsive Verbindung zwischen Stumpf und Keramik, wie sie in dieser konstant hohen Qualität in klinischen Situationen möglicherweise nicht erzielt werden kann (LAMPE et al. 1997, KREJCI et al. 1996). Es wurde darauf geachtet, die Herstellung sämtlicher Probekörper in bezug auf die Lagerzeit, das Formschleifen der Kronen, die adhäsive Befestigung, die Zementierung mit Phosphatzement und schliesslich die Belastung bis zum Bruch der Kontroll- und Testgruppen sorgfältig zu standardisieren, um einen relativen Vergleich zwischen den experimentellen Variablen unter den Bedingungen der Studie zu ermöglichen. Die trockene Lagerung der Kompositstümpfe bis zur Bruchbelastung erschien den Bedingungen der Studie angemessen. Die industriell gefertigte Keramik weist eine sehr konstante Qualität auf, mit einer hohen Materialhomogenität und nur sehr wenig einzelnen feinen Poren (DATZMANN 1996, LÜTHY 1996).

Die Analyse des Belastungsstress und fraktographische Beurteilungen wurden in dieser Studie nicht vorgenommen. Die Belastungskurven wiesen bei 34 von 60 unzementierten Kronen wenigstens eine Unterbrechung des stetigen Bruchlastanstieges bis zur maximalen Belastung und Fraktur der Krone auf. Solche Unterbrechungen des Bruchlastanstieges wurden bei 6 von 60 Kronen registriert, welche mit Zinkphosphat zementiert waren, und traten in keinem einzigen Fall bei adhäsiv eingesetzten Kronen auf. Diese Unterbrechungen im Anstieg der Bruchlast konnten nicht in Beziehung zu einem speziellen Präparationstyp gesetzt werden. Unabhängig von der Stumpfpräparation waren die Bruchlastwerte von adhäsiv eingesetzten Kronen stets höher als jene von mit Zinkphosphatzement zementierten Kronen. Der Schienungseffekt der adhäsiven Befestigung wurde durch die Bruchlastwerte in der vorliegenden Studie eindeutig bestätigt, wie dies schon früher in anderen Studien der Fall war (MÖRMANN & LUTZ 1982, NATHANSON 1991, KÜMIN et al. 1993, MÖRMANN & KREJCI 1992, GROTEN et al. 1996).

Bei der Gestaltung der Testpräparationen wurde das klassische Konzept der Stumpfpräparation für vollkeramische Kronen modifiziert. Die Präparationen unterschieden sich in der okklusalen Reduktion, der Stufenbreite und der makroretentiven Stumpfgestaltung, die sich an der Ausdehnung des jeweiligen Defektes orientierte. Im

Falle des «MOD» Stumpftyps wurde angenommen, dass der betreffende Zahn eine grosse mesio-okklusal-distale (Mod) Amalgamfüllung trug, die anlässlich der Kronenstumpfpräparation zu entfernen war. Angesichts der Möglichkeit, mit dem Bearbeitungsmodus «erweiterte maschinelle Bearbeitung» sehr komplexe Formen auszuschleifen (PFEIFFER 1996), wurde entschieden, die interne Kronenoberfläche entsprechend der Stumpfkonfiguration nach der Entfernung der Amalgamfüllung schleifen zu lassen. Dieses Vorgehen bot die Möglichkeit einer sehr schnellen und rationellen Präparation, ohne irgendwelche Aufbaumassnahmen. Das Konzept bei dieser Art der Präparation war es, der Maschine die ganze Arbeit zu überlassen. Diese Aufgabe erledigte die computergestützte Formschleifmaschine sehr gut. Die Bruchlastdaten dieser «Mod»-Kronen zeigten aber, dass diese Konfiguration die niedrigsten Bruchlastdaten aller Präparations- und Kronentypen aufwies, unabhängig davon, ob die Kronen unbefestigt, mit Zinkphosphatzement zementiert oder adhäsiv befestigt waren. Möglicherweise führten die freistehenden lateralen Kavitätenwände auf der Spitze des Kronenstumpfes zur Entstehung von zusätzlichem Stress, oder diese dünnen Dentinwände waren zu schwach, um die Krone bei Belastung genügend abzustützen. Es scheint, dass aus diesen Befunden auch für die klinische Situation der Schluss gezogen werden kann, spitze und vorstehende Teile im Okklusalbereich von Kronenpräparationen zu vermeiden oder diese mindestens abzurunden bzw. einzuebnen (BRODERSON 1994). Verschiedene Gründe führten zur Entscheidung, den 50% reduzierten Stumpf ohne Stumpfaufbau direkt mit einer Krone zu versorgen: 1. Stumpfaufbauten werden gegenwärtig in unserer Klinik unter Verwendung von funktionellen Dentinadhäsiven und Hybridkomposit aufgebaut. 2. Zudem ermöglicht die erweiterte maschinelle Bearbeitung der CAD/CIM-Technik das Formschleifen von Kroneninnenformen, die sich beliebig an reduzierte Präparationsformen anpassen, so dass die Kronen direkt unter Verwendung von funktionellen Adhäsiven und von Kompositmaterial befestigt werden können. 3. Weiterhin ist zu bedenken, dass die Computerkronen in einer Sitzung formgeschliffen und eingesetzt werden können. 4. Dadurch wird die Anfertigung von klassischen Stumpfformen überflüssig, welche bei der indirekten Kronenherstellung für die Makroretention von provisorischen Kronen nötig sind. Gesamthaft spart diese Verfahrensweise Zeit, Mühe und Kosten, welche sonst für Stumpfaufbauten und provisorische Versorgungen aufgewendet werden müssten.

Die reduzierte Höhe eines Kronenstumpfes geht mit einer vergrösserten Dicke der vollkeramischen Kronen im okklusalen Bereich einher (BRODERSON 1994, BURKE 1996). In der vorliegenden Studie führte die Stumpfreaktion um 2 mm zur okklusalen Kronendicke von 3,5 mm. Dadurch stiegen die Bruchlastwerte der Kronen gegenüber der klassischen Stumpfhöhe um 42%, bei den nicht zementierten um 71% bei den mit Zinkphosphatzement zementierten und bei den adhäsiv befestigten Kronen um 21% gegenüber der klassischen Konfiguration. Dies stimmt mit den Ergebnissen anderer Laborstudien überein, die zeigten, dass die Keramikschichtdicke entscheidend zur Bruchfestigkeit der Vollkeramikkrone beiträgt, wobei okklusal dickere Kronen höhere Bruchlastwerte erzielten (SCHWICKERATH & COCA 1987, LUDWIG 1991, ANUSAVICE & TSAI 1996, PETSCHKE et al. 1996) und verhält sich auch parallel zu klinischen Resultaten (BRODERSON 1994, THOMPSON et al. 1994). Es ist aber zu bedenken, dass die Reduktion der Stumpfhöhe um 50% auf nur 2 mm Stumpfhöhe die zur Verfügung stehende

makromechanisch geometrische Retention reduziert. Gleichzeitig verkleinert sich aber auch die Dentinoberfläche, welche für den adhäsiven Verbund zur Verfügung steht. Unseres Wissens ist bisher nicht bekannt, welche Oberflächengrösse (mm<sup>2</sup>) eines Stumpfes mindestens erforderlich ist, um die klinische Retention von adhäsiv befestigten vollkeramischen Kronen zu gewährleisten.

Die Idee, eine vollkeramische Krone in einem Zuge mit einem keramischen Stumpfaufbau in Form eines Pulpa-kavuminlays zu erstellen, beruhte wieder auf der Vielseitigkeit der Formschleiftechnik der CAD/CIM-Einheit. Sie kann auch als konsequente Fortsetzung der Vorgehensweise mit reduzierten Stümpfen betrachtet werden. Wenn man die Situation eines mit einer vollkeramischen Endo-Krone versorgten Zahnes mit der natürlichen Situation vergleicht, so ist festzustellen, dass die gesamte klinische Krone und der innere Anteil der Wurzelbasis durch das rigide keramische Material ersetzt wird. Dies verursacht eine starke Änderung der physikalischen Eigenschaften der klinischen Krone und erzeugt eine bisher unbekannt Situation im Hinblick auf die Kraftübertragung bei statischer und dynamischer Okklusion auf die restliche Zahnhartsubstanz im Bereich der Wurzel. Die Tatsache, dass diese Rekonstruktion bei devitalen Zähnen erfolgt, lässt die Überlebenswahrscheinlichkeit der Endo-Kronen bzw. der Wurzelanteile bei klinischer Anwendung zunächst fragwürdig erscheinen. Bei der Endo-Krone dürfte sich auch die Frage der dauerhaften Retention noch in grösserem Masse stellen, als bei der klinischen Anwendung von reduzierten Präparationen. Mehr Information über die Retentions- und Adhäsionskräfte ist daher erforderlich, und klinische Erfahrungen müssen darüber entscheiden, ob diese Methoden gangbar sind. Sollte sich herausstellen, dass «reduzierte» und Endo-Kronen unter bestimmten Bedingungen anwendbar sind, so liegen die Vorteile auf der Hand. Die Ersparnis von Zeit, Anstrengung und Kosten könnte sehr gross sein. Zudem wird die Zuverlässigkeit und der Nutzen von Aufbauten mit Wurzelstiften in zahlreichen Studien kritisch beleuchtet (FELTON et al. 1991, KREJCI et al. 1994, LEIBROCK et al. 1996, SAUPE et al. 1996). Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die CAD/CIM-Technologie neue Behandlungskonzepte mit vollkeramischen Kronen eröffnet, deren weitere Untersuchung im Labor und in der Klinik lohnenswert erscheint.

## Schlussfolgerungen

1. Die Cerec-Computerformschleiftechnik erwies sich als flexible Herstellungsmethode für vollkeramische Kronen. Für alle untersuchten Präparationsgeometrien konnten formkongruente Kronen hergestellt werden.
2. Bei der klassischen Stumpfpräparation erzielten die Computerkronen aus Mark-II-Keramik bei adhäsiver Befestigung mit Panavia genügend erscheinende Bruchlastwerte.
3. Die Computerkrone auf «MOD»-Stümpfen schien für den Seitenzahnbereich belastungstechnisch am wenigsten geeignet.
4. Die bei grossen Zahnhartsubstanzdefekten reduzierte Präparation ergab für die adhäsiv befestigte Mark-II-Computerkrone die höchsten Bruchlastwerte.
5. Die Computerkronen bei reduzierter und Endo-Präparation zeigten befestigungstechnisch keinen signifikanten Unterschied in den Bruchlastwerten.

## Verdankungen

Die Autoren danken Herrn Dr. G. Menghini für die Hilfe bei der statistischen Auswertung und der Stiftung zur Förderung der Computerzahnmedizin in Zürich für die Bereitstellung der Infrastruktur und für finanzielle Mittel zur Durchführung der Arbeit.

## Summary

**MÖRMANN W H, RATHKE A, LÜTHY H: Influence of preparation and placement modes on the fracture load of Cerec CAD/CIM all-ceramic crowns** (in German). Acta Med Dent Helv 3: 29–34 (1998).

Four all-ceramic Cerec crown preparation designs for molars were examined, (1) «classical» crown preparation with a butt shoulder of 1.2 mm, abutment height of 4 mm, 6° convergence and occlusal reduction of 1.5 mm, (2) like (1) with mesio-occluso-distal filling removed and remaining walls of mod cavity on top of the abutment (mod type), (3) like (1) with abutment height reduced by 50% and occlusal crown thickness of 3.5 mm (reduced type) and (4) like (1) with abutment height reduced by 100% plus pulp chamber inlay cavity, butt shoulder of 2.4 mm and occlusal crown thickness of 7.5 mm (endo type). For each preparation a standard CAD crown was designed (Cerec Operating System, C.O.S. 4.21+) and milled from Mark II ceramic (Vita). The crowns were placed on test dies made of composite resin (Tetric, Vivadent), (a) without any luting media (n=15), (b) cemented with zinc phosphate cement (n=15), (c) bonded by means of an adhesive technique (Panavia TC, Kuraray) (n=15) and loaded until fracture in an universal testing machine (Trebel RM 50, Schenck) at a crosshead speed of 0.5 mm/min. Zinc phosphate cemented crowns (1b, 2b, 3b, 4b) showed a significant (p<0.001) increase of fracture load values compared to uncemented crowns (1a, 2a, 3a, 4a). Fracture load values of bonded crowns (1c, 2c, 3c) were significantly (p<0.001) higher than those for zinc phosphate cemented crowns. Bonded crowns with thick occlusal dimensions (3c) and endo-type crowns (4c) showed the highest fracture load values.

## Résumé

La résistance à la fracture de quatre formes de couronnes pour molaires entièrement en céramique (Mark II, Vita) fabriquées par la technique de fraissage assistée par ordinateur «Cerec» (C.O.S. 4.21+) a été mesurée après placement sur des modèles en composite (Tetric, Vivadent). Les 4 designs de préparation de couronnes étaient les suivants: 1) forme standardisée avec épaulement de 1,2 mm, une hauteur de pilier de 4 mm et un angle de convergence de 6°; 2) analogue à 1) mais avec réduction de 50% de la hauteur de pilier; 3) analogue à 1) mais avec cavité MOD et 4) analogue à 1) mais avec cavité MOD et 4) analogue à 1) mais avec réduction 100% de la hauteur de pilier, épaulement de 2,4 mm et «inlay endo». Trois types de placement (n=15) ont été utilisés: a) sans ciment, b) scellement au phosphate de zinc et c) scellement au moyen d'une résine adhésive (Panavia 21 TC, Kuraray). Les valeurs de résistance à la fracture des couronnes ont été augmentées de façon significative (p<0,001) après scellement au phosphate de zinc (1b, 2b, 3b, 4b) par rapport aux combinaisons 1a, 1b, 1c, et 1d. Une nouvelle augmentation significative de la résistance (p<0,001) a été obtenue après scellement à la résine (1c, 2c, 3c). Les combinaisons 2c et 4c ont donné les résultats les plus élevés.



## Literatur

- ANUSAVICE K, TSAI Y L: Effect of glass-ceramic thickness on hertzian and bending stresses during loading. *J Dent Res* 75: 66, Abst. 390 (1996)
- BRODERSON S P: Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int* 25: 535–539 (1994)
- BURKE F J T: Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int* 27: 115–121 (1996)
- CHEN L, SCHÄRER P: Zemente und Zementieren, ein klinisches Kompendium. Fortbildungsschriftreihe der Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde des Zahnärztlichen Instituts der Universität Zürich, Band I (1993)
- DATZMANN G: Cerec vitablocs Mark II machinable ceramic. In: Mörmann W. H. (Ed.): 10 Year Cerec Anniversary Symposium. Quintessence, Berlin, pp. 205–215 (1996)
- DOYLE M G, NUNOZ C A, GOODACRE C J, FRIEDLANDER L D, MOORE B K: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 2. *Int J Prosth* 3: 241–248 (1990a)
- DOYLE M G, GOODACRE C J, MUNOZ C A, ANDRES C J: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 3. *Int J Prosth* 3: 327–340 (1990b)
- FELTON D A, WEBB E L, KANOY B E, DUGONI J: Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent* 65: 179–187 (1991)
- GENTE M: Begrenzung der Präparationstiefe durch elektrische Widerstandsmessungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 658–660 (1995)
- GROTEN M, JOFRÉ J, PRÖBSTER L: Influence of cementation modes on fracture resistance of glass-ceramic crowns. *J Dent Res* 75: 73, Abst. 442 (1996)
- HOJJATIE B, ANUSAVICE K J: Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J Biomech* 23: 1157–1166 (1990)
- KREJCI I, MUELLER E, LUTZ F: Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Dent Res* 73: 1228–1232 (1994)
- KREJCI I, LUTZ F, ODDERA M: Zahnfarbene adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich. Verlag PPK, ISBN 3-85656-009-2, Zürich (1996)
- KÜMIN P, LÜTHY H, MÖRMANN W H: Festigkeit von Keramik und Polymer nach CAD/CIM-Bearbeitung und im Verbund mit Dentin. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103: 1261–1268 (1993)
- LAMPE K, LÜTHY H, MÖRMANN W H, LUTZ F: Die Bruchlast vollkeramischer Computerkronen. *Acta Med Dent Helv* 2: 76–83 (1997)
- LEHNER C R, MARGOLIN M D, SCHÄRER P: Kronen- und Laminate-Präparationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105: 1561–1572 (1995)
- LEIBROCK A, HERRMANN G, BEHR M, ROSENTRITT M, HANDEL G: Fracture strength of IPS-Empress all-ceramic posts and cores. *J Dent Res* 75: 65, Abst. 377 (1996)
- LUDWIG K: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikkkronen. *Dent Lab* 39: 647–651 (1991)
- LÜTHY H: Strength and toughness of dental ceramics. In: Mörmann W. H. (Ed.): 10 Year Cerec Anniversary Symposium. Quintessence, Berlin, pp. 229–239 (1996)
- MALAMENT K A, GROSSMANN D G: The cast glass-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 57: 674–683 (1987)
- MEIER M, FISCHER H, RICHTER E J, MAIER H R, SPIEKERMANN H: Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 295–299 (1995)
- MÖRMANN W H, LUTZ F: Composite-inlays: marginal adaptation, seal and occlusal abrasion (abstract). *J Dent Res* 61: 571 (1982)
- MÖRMANN W H, KREJCI I: Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int* 23: 109–115 (1992)
- NATHANSON D: Factors in optimizing the strength of bonded ceramic restorations. In: Mörmann M. H., (Hrsg.): International symposium on computer restorations. Proceedings. Quintessence, Chicago: pp. 51–59 (1991)
- PETSCHKE P E, ANUSAVICE K J, TSAI Y L, YANG M C: Influence of glass-ceramic thickness on hertzian and bulk fracture mechanisms. *J Dent Res* 75: 67, Abst. 393 (1996)
- PFEIFFER J: The character of Cerec 2. In: Mörmann W. H. (Hrsg.): Cerec 10 Year Anniversary Symposium. Quintessence, Berlin, p. 255–265 (1996)
- RATHKE A: Der Einfluss von Präparation und Befestigungsmethode auf die Bruchlast vollkeramischer Computerkronen. Med Diss, Zürich (1998)
- SAUPE W A, GLUSKIN A H, RADKE R A: A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 27: 483–491 (1996)
- SCHERRER S S, DE RIJK W G: The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns. *Int J Prosth* 5: 550–557 (1992)
- SCHERRER S S, DE RIJK W G: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosth* 6 (5): 462–467 (1993)
- SCHWICKERATH H, COCA I: Einzelkronen aus Glaskeramik. *Phillip J* 6: 336–338 (1987)
- THOMPSON J Y, ANUSAVICE K J, NAMAN A, MORRIS H F: Fracture surface characterisation of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 73: 1824–1832 (1994)