

# Keramik oder Komposit

Welches Material eignet sich besser zur Versorgung von Defekten mit geschwächten Höckern?

Autoren\_Prof. Dr. Dr. Albert Mehl, Manfred Kern

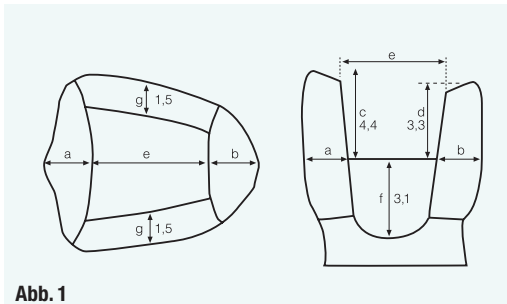


Abb. 1

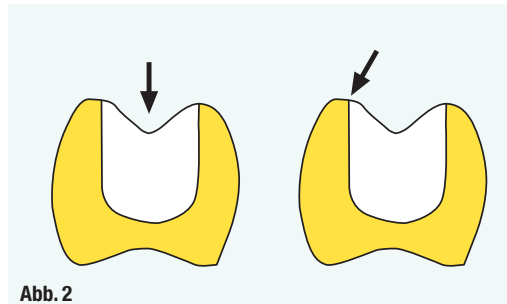


Abb. 2

Abb. 1 \_ MOD-Kavitäten.

Abb. 2 \_ Links: zentrale Belastung im Kausimulator; Rechts: Höckerbelastung unter einem Winkel von ca. 60°.

\_\_ Diese Studie wurde auf dem 2. Keramik-Symposium mit dem Forschungspreis der „Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.“ ausgezeichnet und erschien als Originalarbeit in Auszügen im Journal of Adhesive Dentistry.<sup>1</sup> Die folgenden, aus dem Englischen übersetzten Ausführungen sind gekürzt, enthalten aber die wesentlichen Aussagen und Ergebnisse.

Bei Zähnen mit ausgedehnten Kavitäten ist wegen des erhöhten Frakturrisikos oftmals eine Teilüberkronung oder Überkappung indiziert. Aufgrund ästhetischer und zahnschmerzhaltender Aspekte werden in solchen Fällen oft adhäsive Inlayversorgungen aus Komposit oder Keramik empfohlen, denen eine gewisse Stabilisierung der Resthöckerwände zugeschrieben wird. Das Ziel der Studie war, die Eignung

von Komposit- und konventionellen wie auch CAD/CAM-gefertigten Keramikversorgungen im Falle ausgedehnter Klasse II-Kavitäten zu untersuchen und zu vergleichen. Dazu wurde in vitro das Randspaltverhalten und die Frakturfestigkeit nach thermischer und mechanischer Dauerbelastung ermittelt. Die Ergebnisse wurden mit FEM (Finite-Elemente-Methoden)-Berechnungen verglichen.

Dazu wurden standardisierte Kavitäten mit unterschiedlichen Wandstärken an 110 extrahierten Prämolaren präpariert, weitere zehn Prämolaren blieben unbehandelt. Die Kavitäten wurden mit Kompositinlays (Tetric), konventionellen Keramikinlays (Empress) und CAD/CAM-Restorationen (Cerec, VITA Mark II) versorgt. Nach Belastung im Kausimulator wurde die quantitative und qualitative Randspalt-



Abb. 3a

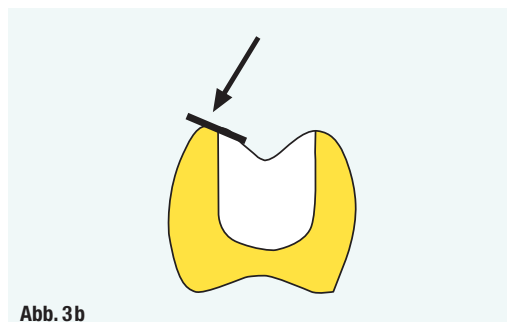


Abb. 3b

Abb. 3a und b \_ Durchführung der Bruchversuche. Durch die besondere Stößelform wurde die Kraft unter einem Winkel von ca. 60° auf den Höcker aufgebracht.

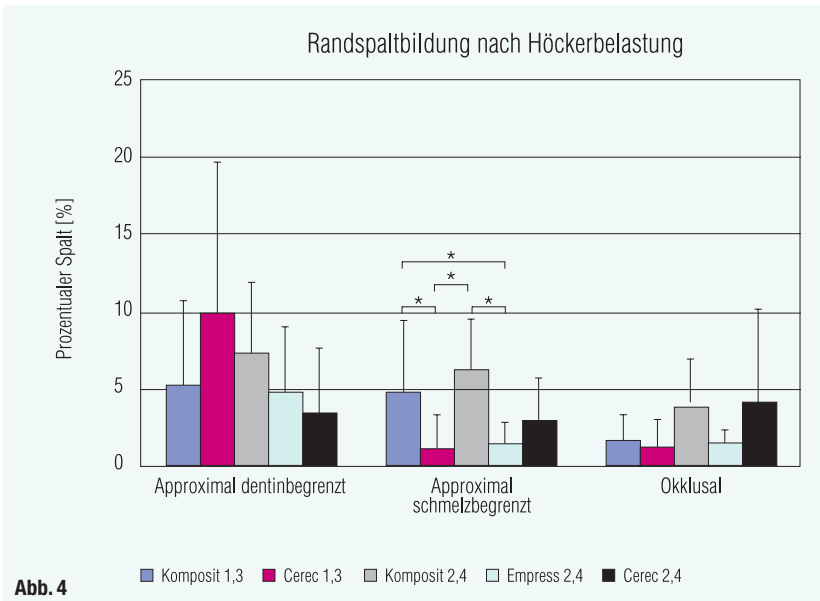


Abb. 4

**Abb. 4** Prozentualer Randspalt der einzelnen Gruppen nach thermischer und mechanischer Dauerbelastung. Der bukkale Höcker wurde unter einem Winkel von 60° belastet. Die mit Stern und Linien verbundenen Gruppen weisen signifikante Unterschiede auf ( $p < 0,05$ ).

untersuchung durchgeführt und die Bruchfestigkeit bestimmt. Die Ergebnisse zeigen, dass Keramikinlays eine signifikant höhere Stabilisierung und bessere Randqualität aufweisen als Kompositinlays. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen der FEM-Simulation. Ein Unterschied zwischen CAD/CAM-Versorgungen aus Keramik und konventionellen Keramikrestaurationen konnte nicht festgestellt werden. Bei sehr dünnen Restwandstärken (ca. 1,3 mm) reduziert sich allerdings auch der Effekt der Höckerstabilisierung mit Keramikinlays, sodass in solchen Fällen eher eine Teilkronen- oder Onlayversorgung zu empfehlen ist.

**Abb. 5** Prozentualer Randspalt der einzelnen Gruppen nach thermischer und mechanischer Dauerbelastung. Die Kraft wurde zentral auf das Inlay eingebracht. Die mit Stern und Linien verbundenen Gruppen weisen signifikante Unterschiede auf ( $p < 0,05$ ).

### Material und Methode

An 120 extrahierten und kariesfreien Prämolaren wurden standardisierte MOD-Kavitäten präpariert,

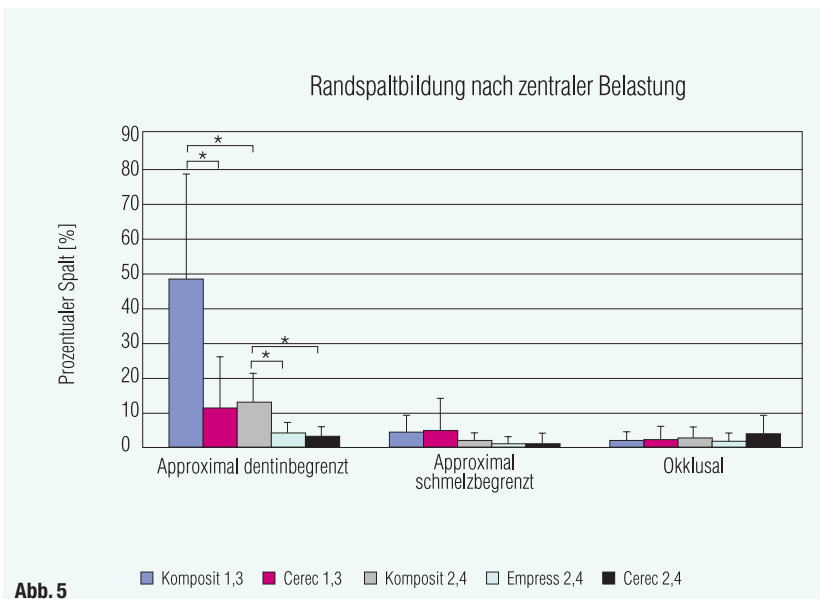


Abb. 5

wobei sich auf beiden Seiten die Approximalkästen 1,5 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze erstreckten (Abb. 1). Für 70 Zähne wurden die orale und vestibuläre Wand auf ca. 2,4 mm Dicke reduziert (ausgedehnte Präparation), während für weitere 40 Zähne die Höcker so geschwächt wurden, dass eine Wandstärke von ca. 1,3 mm resultierte (extreme Präparation). Bei den extremen Präparationen wurden etwaige Unterschnitte durch die Unterfüllung (Tetric) ausgeglichen. Auf den Gipsmodellen von je 20 Zähnen mit ausgedehnter und mit extremer Präparation wurden Kompositinlays (Tetric) hergestellt. Das gleiche erfolgte für die Herstellung der konventionellen Keramikinlays (Empress). Je 20 ausgedehnte und extreme Präparationen wurden ohne Herstellung von Gipsmodellen direkt mit dem Cerec II-System vermessen. Die durchschnittlichen Präparations-Maße zeigt Abbildung 1.

Nach Einpassen aller Inlays erfolgte die Ätzung mit 37%iger Phosphorsäure für 30 s. Als Dentinadhäsiv wurde Syntac Classic verwendet und entsprechend den Herstellerangaben verarbeitet. Vor dem Einsetzen erfolgte die Konditionierung der Inlays mit Flußsäure (Kompositinlay: 15 s; Keramikinlay: 60 s) und Silanlösung. Danach wurden die Inlays mit einem Einsetzkomposit eingegliedert. Nach Entfernung der Überschüsse und Politur wurden die Zähne in physiologischer NaCl-Lösung bei 37 °C für eine Woche gelagert. Zehn Zähne blieben unpräpariert als positive Kontrollgruppe und zehn wurden entsprechend der ausgedehnten Präparation vorbereitet und unverändert gelassen (negative Kontrollgruppe).

Nach der Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung wurden zur Simulation der klinischen Belastung, die beim Kauvorgang auftritt, alle Zähne im Münchner Kausimulator mechanisch belastet. Die Zähne wurden jeweils 50.000 Kauzyklen bei einer Kraft von 50 N unterworfen. Diese Kraft wurde jeweils für 0,5 s ausgeübt. Die mechanische Kaubelastung durch den Antagonisten erfolgte für je zehn Zähne mit Komposit- und Keramikinlays zum einen zentral in axialer Richtung (90°) auf das Inlay, zum anderen unter einem Winkel von 60° auf den bukkalen Höcker (in bukkopikaler Richtung) (Abb. 2). Gleichzeitig mit der mechanischen Belastung wurde eine Thermowechselbelastung (5 °C/55 °C; 1.660 Zyklen, jeweils 30s Verweilzeit) durchgeführt.

### Randspaltuntersuchung

Vor und nach Belastung im Kausimulator wurden Replikas angefertigt. Die Auswertung erfolgte mit der quantitativen und qualitativen Randspaltanalyse im REM. Die Bewertungskriterien waren: 1. kontinuierlicher Rand; 2. Spalt; 3. Überschuss; 4. Unterschuss; 5. Fraktur und Riss; 6. nicht beurteilbar. Der gesamte Randbereich wurde in drei Regionen

unterteilt: I. dentinbegrenzter Anteil des Approximalkastens, II. schmelzbegrenzter Anteil des Approximalkastens und III. okklusaler Anteil.

### Bruchversuche

Die Ausrichtung des Zahnes erfolgte so, dass durch Verwendung eines speziell angefertigten Stößels die Belastung jeweils auf der bukkalen Höckerspitze der Prämolaren in einem Winkel von ca. 60 Grad eingebracht wird (Abb. 3 a, b). Damit soll die ungünstige exzentrische Belastung bei Artikulationsbewegungen simuliert werden (Führungsflächen auf den Prämolaren, Beißen auf harten Gegenständen). Die Belastung erfolgte mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,7 mm/min bis zur ersten Fraktur.

### FEM

An einem extrahierten oberen Prämolaren wurde die Präparation einer ausgedehnten MOD-Kavität durchgeführt. Die präparierte Kavität und die mit der Restauration ergänzte Zahnoberfläche wurde mit einem optischen 3-D-Laserscanner aus sechs verschiedenen Ansichten vermessen. Diese Ansichten wurden überlagert und zu einer vollständigen 3-D-Ansicht zusammengelegt. Durch nichtlineare Approximation kann das simulierte Auslenkungsverhalten der Zähne sehr gut an die natürlichen Zahnauslenkungen angenähert werden.

### Ergebnisse – Randspaltuntersuchung

Nach thermischer und mechanischer Belastung wurden nur die Kriterien „prozentualer Spalt“ oder „perfekter Rand“ für die weitere Betrachtung und Auswertung herangezogen, da die Kriterien Unterschuss, Überschuss, Risse und Artefakte zum einen zu vernachlässigen waren und zum anderen keine signifikante Unterschiede aufwiesen. Insgesamt war am Übergang Befestigungskomposit – Zahn in manchen Bereichen und Gruppen nach Dauerbelastung eine deutliche Zunahme an Randspalten zu beobachten (Abb. 4 und 5).

**Okklusaler Anteil:** Nach Belastung traten im Mittel im okklusalen Anteil (schmelzbegrenzter Rand) prozentuale Randspalten bis ca. 4,5% auf. Signifikant mehr Randspaltanteile zeigte sich bei der Gruppe der Kompositinlays (2,4 mm) im Falle der Höckerbelastung im Vergleich zur zentralen Kräfteinleitung (Abb. 4 und 5).

**Approximal schmelzbegrenzter Anteil:** Im Falle der zentralen Belastung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen festgestellt werden. Bei der Höckerbelastung kam es zu signifikant mehr Randspalten in den Gruppen der Kompositinlays im Vergleich zu den Keramikinlays.

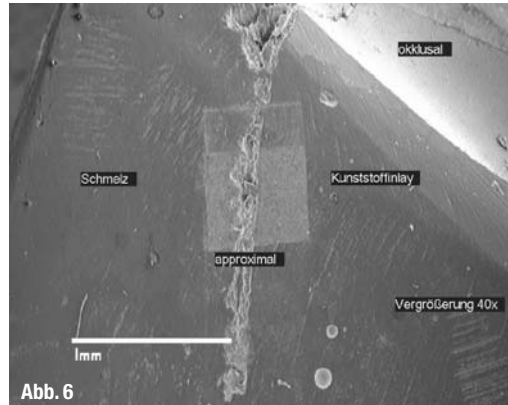


Abb. 6\_ Im Randbereich des oberen Drittels des approximalen Kastens trat bei Kompositinlays vermehrt Spaltbildung auf.

**Approximal dentinbegrenzt:** Die größten Randspaltanteile traten im dentinbegrenzten Anteil auf (Abb. 6). Die mittleren Randspaltanteile lagen bei ca. 4–10%. Zentrale Dauerbelastung führte dagegen zu einer massiven Zunahme der Randspalten vor allem in der Gruppe der Kompositinlays bei 1,3 mm Restwandstärke. Diese Gruppe schnitt signifikant am schlechtesten ab. Jedoch zeigte auch die Gruppe der Kompositinlays mit 2,4 mm Wandstärke signifikant schlechtere Ergebnisse als die Gruppen der Empress- und Cerec-Inlays mit 2,4 mm Wandstärke. Die Gruppe der Cerec-Inlays mit 1,3 mm Wandstärke nahm eine Mittelstellung ein.

### Bruchversuche

Die Resultate der Frakturversuche sind in Abbildung 7 dargestellt. Die Gruppe der unpräparierten Zähne, der Empress-Inlays (2,4 mm) und der Cerec-Inlays (2,4 mm) zeigen dabei signifikant höhere Festigkeiten als die Gruppe der Kompositinlays (2,4 mm und 1,3 mm). Die signifikant geringsten Festigkeiten zeigt die Gruppe der unversorgten Kavitäten.

Abb. 7\_ Ergebnisse der Bruchversuche (Mittelwerte mit Standardabweichung). In der Tabelle unten sind die Untergruppen dargestellt, in denen sich die einzelnen Versuchsgruppen nicht signifikant unterscheiden. Versuchsgruppen unterscheiden sich nur signifikant, wenn sie nicht den verschiedenen Untergruppen angehören.

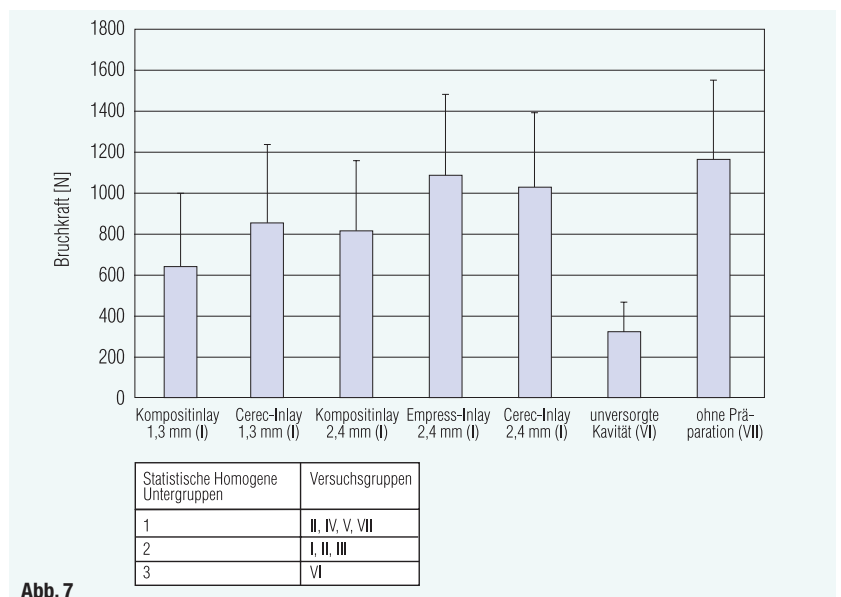
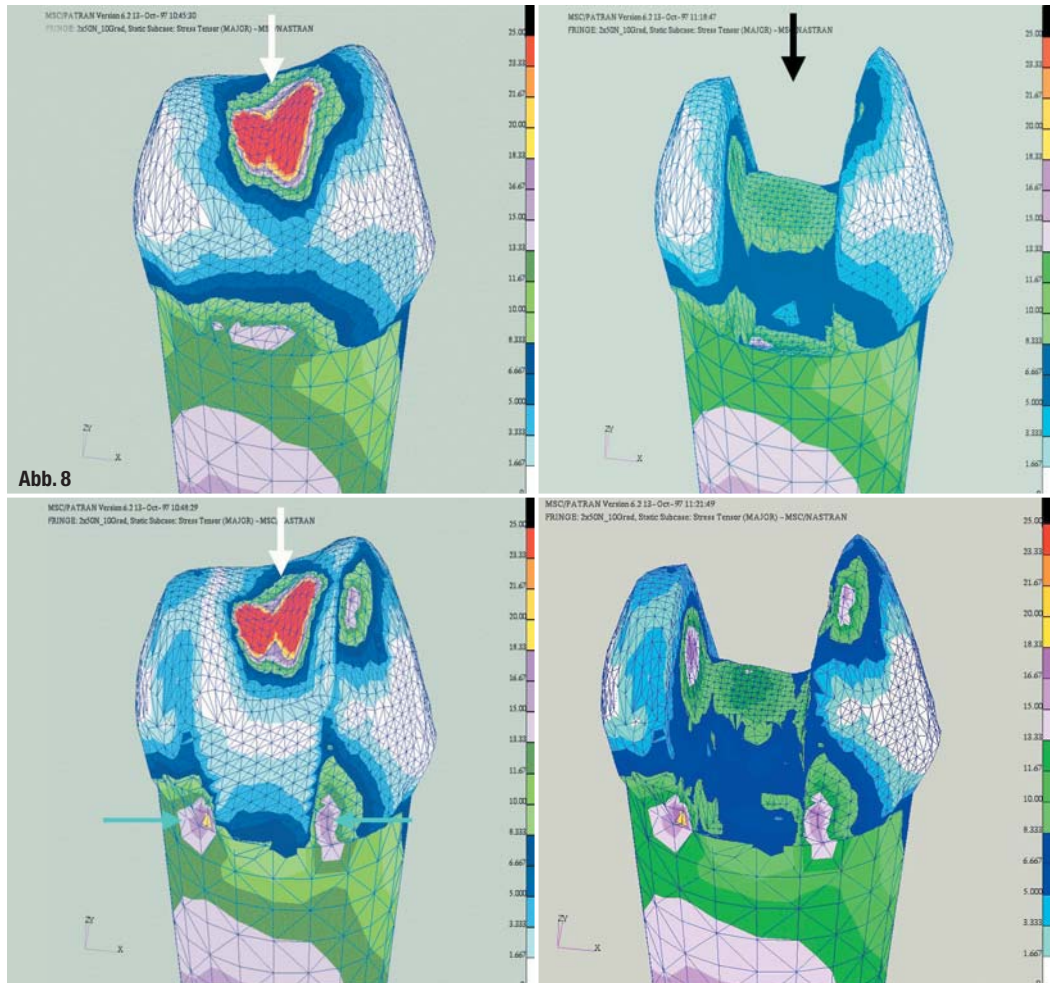


Abb. 7

**Abb. 8** Spannungen bei zentraler Belastung des Inlays (2 x 50 N). Oben: Kompositinlay, unten: Keramikinlay. Links ist das gesamte FEM-3-D-Modell mit Inlay zu sehen. Um auch die Spannungen am Interface beurteilen zu können, wurde in der rechten Abbildung das Inlay unsichtbar gemacht. Am rechten Bildrand ist die Farbskala für die maximalen Hauptachsen-Spannungen (in MPa) zu sehen.



### FEM

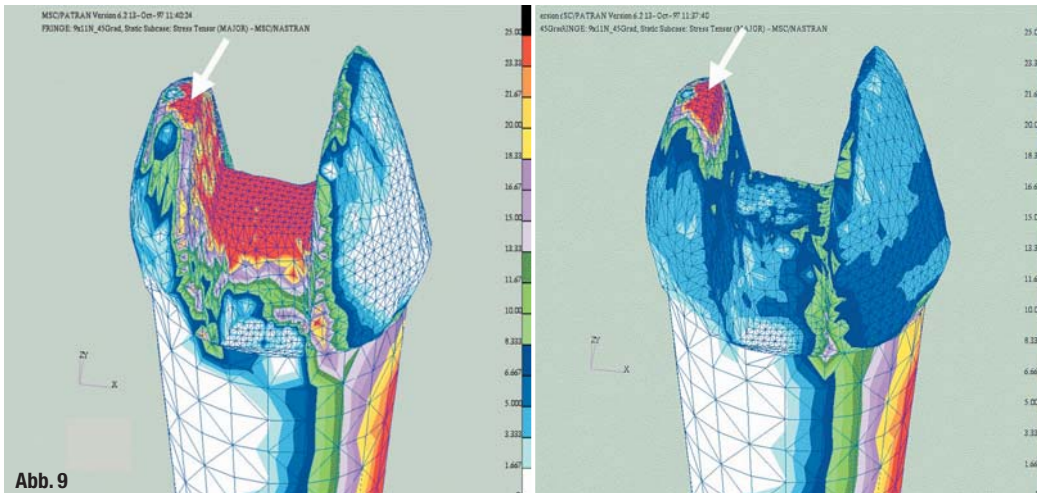
Zur besseren Beurteilung der Spannungen an den Verbundflächen (Interface) war es möglich, den Inlaykörper im Postprozessor unsichtbar zu machen und so einen direkten Einblick zu bekommen (Abb. 8–10). Im unmittelbar an die Krafteinleitung angrenzenden Anteil des Interfaces lässt sich die Tendenz feststellen, dass die Belastung im Fall des Keramikinlays etwas höher ist als beim Kompositinlay (Abb. 8 und 9). Dagegen sind in belastungsfernen Randbereichen beim Kompositinlay die Spannungen an der Verbundfläche höher.

Bei Belastung auf die Höckerspitzen ist vor allem der Übergangsbereich der okklusalen Kastenwand in den okklusalen Boden von Interesse (Abb. 9). Hier kommt es zu höheren Spannungskonzentrationen, was vor allem die Frakturanfälligkeit der Höcker beeinflusst. Während beim Keramikinlay die maximalen Werte bei 8 MPa liegen, können beim Kompositinlay Spannungen bis 23 MPa auftreten. Unterschiede sind auch am approximalen Präparationsrand zu sehen. Die Spannungen beim Kompositinlay sind über den gesamten Bereich relativ hoch (bis zu 20 MPa), während bei den Keramikinlays nur am Übergang Kastenboden – Kastenwand höhere Spannungen auftreten (14 MPa).

### Zusammenfassung

Die Ergebnisse dieser Studie kann man wie folgt resümieren:

1. Keramikinlays weisen in ausgedehnten MOD-Kavitäten nach thermischer und mechanischer Dauerbelastung signifikant weniger Randspalten auf als Kompositinlays.
2. Die Stabilisierung geschwächter Höckerwände ist mit Keramikrestorationen signifikant besser als mit Kompositrestorationen.
3. Die Frakturfestigkeit von mit Keramik adhäsiv restaurierten Defekten differiert nicht signifikant von der gesunder Zähne ohne jeglichen Defekt.
4. Ein Unterschied zwischen CAD/CAM-Restorationen aus Keramik und konventionellen Keramikversorgungen konnte für diese in der Studie untersuchten Fragestellungen nicht festgestellt werden.
5. Die Finite-Element-Analyse zeigte deutlich, dass bei gleicher Krafteinleitung die Verwindung beim kompositrestaurierten Zahn aufgrund des geringeren E-Moduls höher ist als bei keramikversorgten Zähnen. Die Folge ist eine ungleichmäßigere Spannungsverteilung mit Spannungsspitzen am Interface Zahn–Inlay und gleichzeitig eine höhere Deformation der Höckerwände mit erhöhter Frakturgefahr.



**Abb. 9** Belastung auf die Höckerspitze (100 N, 45°). Links: Spannungsverteilung am Interface beim Kompositinlay. Rechts: Spannungsverteilung am Interface beim Keramikinlay.

6. Die Versorgung von Kavitäten mit Wandstärken von ca. 1,3 mm zeigen nach Dauerbelastung deutlich schlechteres Randspaltverhalten und niedrigere Frakturfestigkeiten als solche mit Wandstärken von ca. 2,4 mm.

**Literatur**

[1] Mehl, A., Kunzelmann, K.H., Folwaczny, M., Hickel, R.: Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD-cavities. J Adhes Dent 6, 639–645 (2004).

**\_Schlussfolgerung**

Bei der Versorgung von ausgedehnten MOD-Kavitäten ist nach den Ergebnissen dieser Studie die Verwendung von Keramikinlays der von Kompositinlays vorzuziehen. Das Auftreten von Randspalten ist in diesen Fällen geringer und die Festigkeiten der restaurierten Zähne erreichen selbst nach Dauerbelastung nahezu die Festigkeiten gesunder Zähne. Besonders geeignet in solchen Fällen erscheinen chairside-gefertigte CAD/CAM-Keramikinlays, da hier durch sofortige Versorgung die Frakturgefahr während der Tragezeit des Provisoriums entfällt. Bei extrem dünnen Wandstärken von ca. 1,3 mm und weniger ist eine Verschlechterung der Stabilisierung und der Randqualität zu beobachten. In solchen Fällen könnte daher eine Onlayversorgung den Vorzug erhalten.

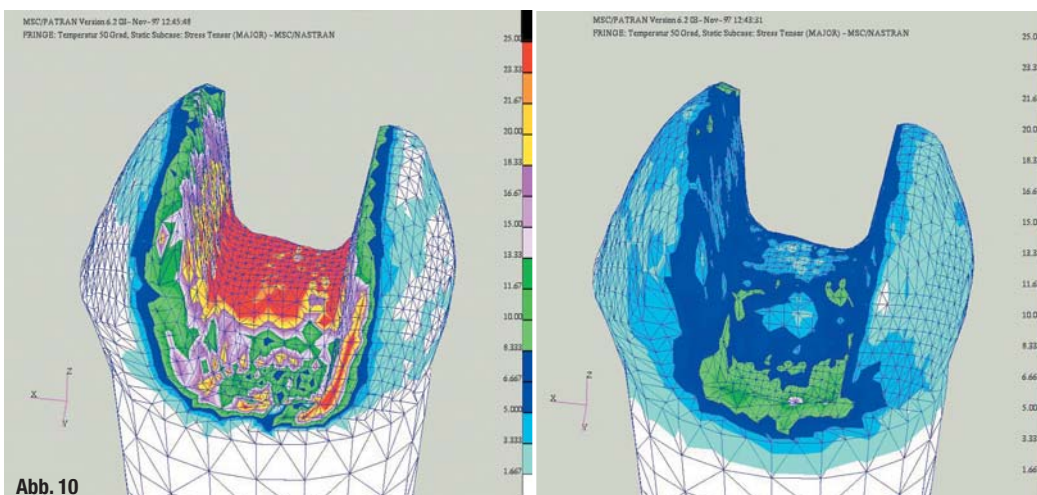
**Schlüsselwörter**

Teilüberkronung – Kompositinlay – Presskeramikinlay – CAD/CAM-Keramikinlay – Kausimulation – FEM-Simulation – Frakturrisiko

**\_Autoren** cosmetic dentistry

**Prof. Dr. Dr. Albert Mehl**, LMU München  
**Manfred Kern**, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.  
 E-Mail: info@ag-keramik.de

**Anschrift:**  
 AG Keramik  
 Postfach 100 117  
 76255 Ettlingen



**Abb. 10** Spannungen bei Temperaturerhöhung um  $\Delta T = 50$  K. Links: Spannungen am Interface beim Kompositinlay. Rechts: Spannungen am Interface beim Keramikinlay. Die Spannungen sind farbcodiert (in MPa).