

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

Labortests sollten Verfahren beinhalten, welche die klinische Situation möglichst genau simulieren und dadurch eine Interpretation der Ergebnisse auf in vivo Anwendungen zulassen [Komatsu & Finger 1986]. Die Ergebnisse von in vitro Untersuchungen sind nicht 1:1 auf die klinische Situation übertragbar, da Applikation und Ausarbeitung extraoral weitaus besser zu bewerkstelligen sind als intraoral [Abdalla & Davidson 1993]. Eine Aussage über das Randspaltverhalten verschiedener Füllungsmaterialien kann aber mit Laboruntersuchungen getroffen werden.

6.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne

Die Versuche wurden an 48 menschlichen Molaren der zweiten Dentition durchgeführt, die nach Extraktion in 20 %igem Alkohol gelagert worden waren. Alter und Extraktionszeitpunkt der Proben waren nicht bekannt. Einen Einfluss des Zeitpunktes der Extraktion auf die Randqualität konnte DIEKER nicht nachweisen [Dieker 1990].

6.1.2 Gruppenverteilung

Die Zähne wurden mit Nummern versehen und randomisiert auf die einzelnen Gruppen verteilt. Bei der Versuchsdurchführung wurde jeweils ein Zahn jeder Gruppe randomisiert je Verfahren restauriert. Durch die willkürliche Nummerierung der Zähne und die randomisierte Zuteilung auf die sechs Untersuchungsgruppen sollten möglichst gleiche Voraussetzungen für alle Versuchsgruppen sichergestellt werden. Ebenso wurde die Lage der Dentin- bzw. Schmelzstufe willkürlich (mesial oder distal) gewählt. Um den Übungseffekt bei der Präparation und dem Legen der Füllungen zu verteilen, wurden die Reihenfolge der Gruppen variiert und im Wechsel

jeweils zwei Zähne von jeder der sechs Gruppen nacheinander präpariert und versorgt.

6.1.3 Präparation

Beim Einsatz von Kompositmaterialien kann auf makro-mechanische Retentionsformen verzichtet werden, da die Schmelz-Ätz-Technik eine ausreichende Retention gewährleistet [Surmont et al. 1990, Schäffer & Zabler 1991]. Die mikromechanische Verankerung von Kompositfüllungen ermöglicht nicht nur die Verankerung des Restaurationsmaterials am Zahn, sondern auch nicht dentinunterstützte Schmelzanteile zu stabilisieren [Holan et al. 1997]. Im approximal zervikalen Anteil einer schmelzbegrenzten Kavität verlaufen die Schmelzprismen parallel zur Präparation [Crawford et al. 1987], daher wird zur Verbesserung der Retentionsfläche eine Anchrägung der Kavitätenränder gefordert [Castagnola et al. 1975, Cheung 1990, Hugo et al. 1992, Opdam et al. 1998]. Allerdings empfehlen einige Autoren auch den stumpfen Präparationswinkel, da die Gefahr, den Nachbarzahn durch die Anchrägung zu verletzen relativ groß ist [Leinfelder 1991].

Bei Inlay-Versorgungen kann nicht maximal zahnhartsubstanzschonend vorgegangen werden, da eine ausreichende Schichtstärke der Keramik gewährleistet werden muss. Die Schmelzanschrägung führt bei adhäsiven Inlays nicht zu einer Verbesserung der Randqualität [Herder 1988, Fett et al. 1991, Hickel et al. 1992b]. Nach ROULET und HERDER ist sie sogar als kritisch anzusehen, da durch die Anchrägung die Passgenauigkeit der Inlays verschlechtert wird [Roulet & Herder 1989].

In der vorliegenden Studie wurde auch für alle Füllungen eine Präparation ohne Anchrägung gewählt, um gleiche Voraussetzungen für die einzelnen Techniken zu schaffen. Die Präparationsform wurde möglichst einfach gestaltet, da die Füllungsmaterialien unter dem Aspekt „Amalgamalternative“ untersucht worden waren. Eine exakte Stufenpräparation wurde mit Feinstkorndiamanten und Lupenbrille sichergestellt. Auf eine provisorische Versorgung wurde verzichtet, da alle Kavitäten direkt restauriert wurden.

6.1.4 Füllungsmaterialien

Immer wenn Patienten den Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen äußern, müssen die alternativen Möglichkeiten bei der Wahl des Füllungsmaterials bedacht werden. Natürlich steht in vielen Fällen das Komposit an erster Stelle, handelt es sich jedoch um eine ausgedehnte Kavität (= große Klasse-II-Kavität ohne alleinige Schmelzbegrenzung, hohe Kaubelastungen) ist der Einsatz von Komposit als alleiniges Füllungsmaterial fraglich und muss als „Kompromisslösung“ betrachtet werden [Stellungnahme Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung DGZ und Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde DGZMK 1999].

Für die Versorgung von Seitenzahnkavitäten sind Hybridkomposite das Füllungsmaterial der Wahl, da sie sich gegenüber anderen Kompositmaterialien durch bessere physikalische Eigenschaften auszeichnen [Lambrechts et al. 1987, Willems et al. 1993, Krejci et al. 1993]. In dieser Studie wurde für direkte Kompositfüllungen, Insertfüllungen und modellierte Kompositinlays das Füllungsmaterial Z 250 verwendet. Hierbei handelt es sich um ein lichthärtendes Feinst-Partikel-Hybrid-Kompositmaterial, dessen Partikelgröße bezüglich der anorganischen Füllstoffe zwischen 0,01 und 3,5 μm liegt. Die mittlere Partikelgröße wird mit 0,6 μm angegeben. Der Einsatzbereich von Z 250 wird als „Universalkomposit für den Front- und Seitenzahnbereich“ angegeben. Die Weiterentwicklung des Vorgängermaterials Z 100, zeichnet sich in einem geringeren E-Modul, der besseren Modellierbarkeit, sowie schnellerer Initiierung bei Photopolymerisation aus, die geringe Polymerisationsschrumpfung konnte beibehalten werden.

Hybridkomposite eignen sich für die Restauration von Seitenzahnkavitäten, da sie durch einen hohen Füllstoffgehalt und geringe Partikelgröße ausgezeichnete Materialeigenschaften vorweisen können [Willems et al. 1993]. Die Polymerisationsschrumpfung wirkt der Herstellung von randspaltfreien Füllungen allerdings entgegen [Hannig et al. 1995]. Um die Schrumpfung bzw. die Folgen gering zu halten, haben sich in der Praxis verschiedene Techniken etabliert: Die

Schichttechnik [Eake & Ito 1990], die adhäsive Anbindung des Komposits an die Zahnhartsubstanz [Swift et al. 1995, Van Van Meerbeek 1997], sowie der Einsatz von Inserts [Bowen 1988] und zahnfarbenen Inlays [Mörmann 1992, Hickel & Kunzelmann 1992].

Schrumpfung und Kontraktionsspannungen können durch die Inkrementtechnik zwar verringert werden [Feilzer et al. 1987], mit dem Einsatz von Makrofüllern können allerdings bessere Randqualitäten erzielt werden [Noack 1994, Bott & Hannig 1994]. Inserts minimieren nicht nur die Folgen des Schrumpfungsverhaltens der Komposite, indem das Volumen verringert wird [Donley et al. 1989], sie reduzieren weiterhin den okklusalen Verschleiß des Komposits [Tani 1994]. Die korrekte Gestaltung des approximalen Kontaktpunktes wird erleichtert und kann an die Kontaktpunktstärke, die mit Amalgamfüllungen erreicht werden, heranreichen [Eberhardt et al. 1996]. Glaskeramische Insertkeramik kann zusätzlich als füllungsinterner Lichtleiter dienen [Lösche et al. 1993]. Bei der Verwendung von Inserts ist es wichtig, die Kompositfuge möglichst klein zu halten [Bott & Hannig 1994]. Daher ist die Randqualität von Insertrestaurationen vom Volumenanteil des Inserts abhängig. Um das Volumen des Kompositanteils noch weiter zu reduzieren und damit die Randqualität zu verbessern, können formkongruente Inserts eingesetzt werden. Diese setzen aber die Verwendung spezieller Präparationsinstrumente voraus. Der Übergang von formkongruenten Inserts zu CAD/CIM Restaurationen und laborgefertigten Inlays ist dabei fließend. Auf die Anwendung der Schichttechnik kann weitgehend verzichtet werden [Donley & Ellis 1989, Donley et al. 1990], was eine Verringerung der Behandlungszeit ermöglicht. Für Einzelzahnrestaurationen zeichnen sich Insertrestaurationen durch einen im Vergleich zur Inlaytechnik einfache und zahnhartsubstanzschonende Präparation aus. Nachteilig sind die aufwendige Gestaltung einer funktionellen Kaufläche durch manuelles Beschleifen, sowie die hohe Gefahr der Verletzung benachbarten intakten Zahnschmelzes bei der umfangreichen Ausarbeitung und Politur.

Die in dieser Studie verwendeten konfektionierten SDS[®]-Inserts sind seit 1989 in klinischer Anwendung. Es kann aus sieben verschiedenen Inserttypen gewählt werden, die jeweils in sechs Größen zur Verfügung stehen. In der Studie wurden D-

Inserts verwendet, die in tiefen Approximalkavitäten ihr Indikationsspektrum finden („D“ steht für „deep“). Diese Inserts wurden fertig geätzt und silanisiert geliefert. Die eigens hergestellten Kompositinserts aus Z 250 entsprachen in Form und Größe den D-Inserts.

Die Restauration von MOD-Kavitäten wurde auch mit direkt modellierten Kompositinlays vorgenommen. Für die Verwendung von Kompositinlays aus Feinpartikelhybridkomposit sprechen verschiedene Gründe: Neben Randspalten, die bei Kompositfüllungen im Seitenzahnggebiet häufiger zu finden sind als bei Kompositinlays [Krejci et al. 1994], können die Materialeigenschaften von Kompositinlays durch Vergütungsprozesse erheblich verbessert werden [Wendt 1987, Kullmann 1988, Krejci et al. 1991, Leinfelder 1994]. Problematisch allerdings gestaltet sich bei Kompositinlays neben dem adhäsiven Verbund an das Dentin [Krejci 1993, Frankenberger et al. 1996], auch die Verbindung zwischen vergütetem Kompositmaterial und dem Befestigungsmaterial [Reinhardt 1991b, Eakle 1986b, Burke 1993]. Gründe für die reduzierte chemische Haftung sind in der hohen Konversationsrate und dem Fehlen einer Sauerstoffinhibitionsschicht zu suchen [Reinhardt & Smolka 1988, Burtscher 1993, Reinhardt 1991a], die sich auch bei den CAD/CIM Komposit Blöcken im Verbund zum Befestigungsmaterial negativ auswirken. Die nachträgliche Hitzevergütung bei Kompositinlays scheint nach BESSIG & LUNDQUIST der Hauptfaktor für die niedrigen Verbundkräfte zu sein [Bessig & Lundquist 1991]. Die in dieser Studie verwendeten Kompositinlays aus Z 250 wurden daher keiner Hitzevergütung unterzogen.

Um Verbundkräfte zu steigern, wurden in Studien verschiedene Vorbehandlungsmethoden für Kompositinlays untersucht [Ernst et al. 1994, Frankenberger et al. 1996]. In Frage kommen die Aufrauung durch Anschleifen oder Abstrahlen, das Anätzen mit Säure (Flusssäure), Silanisieren sowie die Vorbehandlung mit Bondingmaterialien [Kunzelmann et al. 1994, Ernst et al. 1997]. Unterschiede bezüglich der Verbundfestigkeit zwischen Anrauen durch Anschleifen und der Vorbehandlung mit Strahlmittel (z.B. MicroEtcher, CoJet) konnten nicht gefunden werden [Ernst et al. 1997]. Andere Studien kamen zu dem Ergebnis, dass eine zusätzliche Aufrauung der Inlayinnenfläche zu keiner Verbesserung der

Haftkräfte führte und auf ein Anrauen zu Gunsten einer höheren Passgenauigkeit verzichtet werden sollte [Haller et al. 1990, Thierfelder et al. 1991]. Durch die Anätzung des Kompositmaterials mit Flusssäure werden Glasfüllkörper herausgelöst oder gelockert, es entstehen neben dem mechanischen Anrauen sehr feine Mikroretentionen [Krämer et al. 1996]. In dieser Studie wurden Kompositinlays angeraut und silanisiert.

Im Gegensatz zu direkt hergestellten Inlays aus Kompositmaterial benötigt man für CAD/CIM Inlays zusätzliche technische Voraussetzungen. Der Vorteil von industriell gefertigten Keramiken und Kompositen, die als Blöcke im CEREC-Gerät zum Einsatz kommen, liegt in der Homogenität des Materials. Verarbeitungsfehler und Materialschwächen der Rohlinge können ausgeschlossen werden [Mörmann et al. 1987]. Keramische Werkstoffe sind aufgrund ihrer ausgezeichneten Ästhetik, Formbeständigkeit, hohen Härte und Bioverträglichkeit als Restaurationsmaterial besonders gut geeignet; als problematisch anzusehen ist die hohe Sprödigkeit [Munz & Fett 1989]. Dies bedeutet, dass auf den Werkstoff einwirkende Kräfte weder im makroskopischen noch im mikroskopischen Bereich durch plastische Verformung abgefangen werden können. Gerade die Fließfähigkeit (= Verformung auf molekularer Ebene) eines Materials (z.B. Metall) hilft Spannungen abzubauen und steigert mit dieser Materialeigenschaft die Beanspruchbarkeit. Bei der Bearbeitung keramischer Werkstoffe werden aus der Oberfläche des Materials Werkstoffpartikel herausgeschlagen, was zur Folge hat, dass Zugspannungen in diesen Randzonen auftreten. Mikrodefekte bilden sich aus, wenn die Zugspannungen einen kritischen Wert überschreiten. Der keramische Werkstoff wird durch diese Mikrodefekte, die sich zu Mikrorissen ausweiten können, geschwächt [Meier 1995]. Rasterelektronenmikroskopisch konnten diese Risse nachgewiesen werden, klinisch sind sie häufig nicht feststellbar [Hofmann et al. 1995]. FISCHER et al. verglichen verschiedene Keramiken bezüglich ihrer Risszähigkeit und fanden heraus, dass keramische Werkstücke durch den Bearbeitungsprozess klinisch relevant geschwächt werden können. Besonders ausgeprägt waren diese Werte neben InCeram-Keramik auch für die in dieser Studie verwendete Vita Mark II Keramik [Fischer et al. 1999].

Neben VITA MARK II Blocks (Vita) kamen in der vorliegenden Studie auch industriell gefertigte Polymer Keramik Blocks (3M), welche zur Gruppe der Komposits gehören, im CEREC-Gerät zum Einsatz. Die Füllkörper machen 85 Gew.% aus, sie weisen eine Partikelgröße von 0,6 µm auf und bestehen aus Zirkonium/Silizium [3M Technisches Produktprofil]. Die Vorteile werden in der geringeren Sprödigkeit gegenüber der Keramik und damit der größeren Frakturstabilität gesehen. Auch bei der Einprobe der Restauration kommt diese Materialeigenschaft dem Behandler entgegen. Weiterhin müssen Polymer Ceramic Inlays nicht mit Flusssäure vorbehandelt werden, eine Anrauhung ist durch den Schleifprozess im CEREC-Gerät gewährleistet. Eine weitere Oberflächenkonditionierung mit Strahlmittel ist möglich.

6.1.5 Füllungsherstellung

Um einen maximalen Verbund zwischen Komposit und Schmelz bzw. Dentin zu erzielen kam die Total-Ätz-Technik zur Anwendung. Die durch mechanische Bearbeitung entstandene Schmierschicht kann nur chemisch entfernt werden, dazu wurde 37 % Phosphorsäure erst auf Schmelz, dann auf Dentin appliziert. Eine Einwirkzeit von einer Minute im Schmelz [Dennison & Craig 1978] wurde in anderen Studien auf 15 s reduziert und als ausreichend für ein retentives Ätzmuster angesehen [Retief 1989, Frankenberger et al. 1998b]. Die milchig-weiße Trübung des Ätzmusters auf dem Schmelz zeigte sich nach Entfernung des Ätzgels und der Präzipitate sowie der Lufttrocknung mit Druckluft. Auch für das in dieser Studie verwendete Adhäsivsystem (Scotchbond One) wird vom Hersteller eine Einwirkzeit von 15 s als ausreichend angegeben [Technisches Produktprofil, 3M].

In-vitro Studien weisen vielversprechende Ergebnisse bezüglich Haftung und Randspaltoptimierung im Dentin, die ähnlich der Schmelzwerte liegen, aus [Gwinnett et al. 1992, Mason et al. 1996]. Auf der anderen Seite haben einigen Autoren Vorbehalte bezüglich des Verbundes Adhäsiv/Dentin [Schaller et al. 1998]. KANCA hat die Technik des „wet bondings“ eingeführt, bei der der Primer auf feuchtem Dentin appliziert wird [Kanca 1992]. Mit wenigen Luftstößen oder durch Abtupfen mit einem Wattepellet wird der Wasserüberschuss entfernt [Kanca 1992, Gwinnett et al.

1992, Finger & Uno 1996, Haller & Fritzenschaft 1999]. Es muss darauf geachtet werden, dass das Dentin nur feucht gehalten wird und keine Wasserüberschüsse in der Kavität zurückbleiben, dieses „Overwet-Phänomen“ verhindert ausreichende Haftwerte [Tay et al. 1996]. Die Applikation von Scotchbond One erfolgte ebenfalls auf feuchtem Dentin.

Scotchbond One gehört zur Gruppe der Primer-Adhäsive, die in Kombination mit der Total-Ätz-Technik auch unter dem Begriff „Ein-Flaschen-Adhäsive“ einzuordnen sind. Charakteristisch für diese Adhäsivsysteme ist die Zusammenfassung von Primer und Adhäsiv in einer Lösung. Ein Vorteil gegenüber Drei-Schritt-Systemen ist nicht nur ein Zeitgewinn sondern auch eine Vereinfachung der Adhäsivtechnik. Bezüglich der Haftfestigkeit werden den Zwei-Schritt-Systemen zwar neben geringeren Haftwerten auch größere Schwankungen bescheinigt [Gwinnett et al. 1992, Frankenberger et al. 1998b, Haller & Fritzenschaft 1999] aber unter dem Aspekt der Amalgamalternative ist der Zeitgewinn und die Vereinfachung der Systemkomponenten stärker zu bewerten.

Die schichtweise Applikation von Kompositmaterial kann den Folgen der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken. Durch diese kann es im ungünstigsten Fall zu Randspalten [Roulet et al. 1991] oder Frakturen der Zahnhartsubstanz [Lambrechts et al. 1987] kommen. Durch die Inkrementtechnik kann ein kleinerer C-Faktor erzielt werden. Der C-Faktor entspricht dem Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche des Füllungswerkstoffes [Feilzer et al. 1987]. Unter gebundener Oberfläche versteht man die Kontaktfläche zur Zahnhartsubstanz, mit freier Oberfläche wird die Grenzschicht zur Luft angegeben. Ein erhöhter C-Faktor (große gebundene Oberfläche) reduziert Fließvorgänge und die Adhäsion zur Zahnhartsubstanz ist gefährdet. Im Randbereich können Randspalten entstehen. Beim Vergleich von vier verschiedenen Inkrementtechniken wurden signifikant bessere Ergebnisse für die diagonale Schichttechnik gefunden [Eakle & Ito 1990]. Diese Technik kam auch bei der vorliegenden Studie zum Einsatz.

Bei den Kavitäten, die mit Inserts versehen wurden, wurde auf eine schichtweise Applikation des Kompositmaterials im approximalen Kasten verzichtet. Das Füllungsmaterial wurde beim Einbringen an die Kavitätenwände gepresst und das

Kompositvolumen wird durch das Insert ansich reduziert; dadurch spielen die aus der Volumenschrumpfung resultierenden Spannungen eine untergeordnete Rolle [Donley & Ellis 1989, Donley et al. 1990].

Da die Inserts jeweils vor der eigentlichen Restauration einprobiert wurden und somit die Gefahr einer Kontamination der Silanschicht bestand, wurden alle Inserts nochmals geätzt und silanisiert. FRANKENBERGER et al. zeigten in einer Untersuchung, dass die „chairside“ Vorbehandlung der industriellen Vorbehandlung bezüglich der Haftkräfte signifikant ($p < 0,05$) überlegen ist [Frankenberger et al. 1998a]. Eine Zerstörung der Silanschicht führt nach WORM & MEIERS zu einer deutlichen Abnahme zwischen der Verbundfestigkeit Insert und Befestigungsmaterial [Worm & Meiers 1996]. Im klinischen Ablauf ist es möglich für die SDS[®]-Inserts Inlay-Meßlehren zu verwenden, die eine vorherige Einprobe überflüssig machen. Kritisch zu sehen ist das Einbringen der Inserts, hierbei wird zwangsläufig die silanisierte Oberfläche durch die Branchen der Pinzette verletzt und es kann dort zu geringeren Verbundkräften führen. Andere Insertsysteme sind auf der Oberfläche mit keramischen Aufnahmehilfen ausgestattet, welche die Applikation erleichtern und eine Zerstörung der Silanschicht verhindern (z.B. Beta-Quarz[®]-Inserts).

Für adhäsiv befestigte Inlaysysteme ist eine möglichst gute primäre Passgenauigkeit mit kleiner Fugenbreite entscheidend für die Qualität und Langlebigkeit der Versorgung [Jäger et al. 1990, Kunzelmann & Hickel 1990]. Die Verwendung einer Lupenbrille mit 4,5facher Vergrößerung konnte neben einer sorgfältigen Ausarbeitung auch die Beurteilung der Passgenauigkeit gewährleisten.

Zum adhäsiven Einsetzen von Kompositinlays wurde zunächst chemisch härtendes Komposit [Mörmann et al. 1982] und für Keramikinlays dualhärtendes Komposit vorgeschlagen [Mörmann et al. 1985]. Für beide Inlaymaterialien können aber auch dualhärtende Feinhybridkompositmaterialien, bestehend aus Katalysator- und Basispaste, verwendet werden [Krejci et al. 1994].

Die fehlende Umsetzung von Doppelbindungen nimmt bei lichthärtenden Systemen mit zunehmender Schichtdicke zu [Warren 1990, Hickel et al. 1992a]. Der Grund dafür liegt in der starken Abnahme der Aushärtung während der Bestrahlung durch

Inlaymaterial und Zahnhartsubstanz hindurch. Viele dualhärtende Produkte erreichen bei zu kurzer Lichtbestrahlung ihre maximale Aushärtung nicht, da bei ungenügender Lichtzufuhr auch die Startreaktion des chemisch härtenden Anteils unzureichend ist [Hasegawa et al. 1991, Harashima et al. 1991, Rueggenberg & Caugham 1993]. Die Belichtung sollte daher im Vergleich zu lichthärtenden Systemen nicht verkürzt werden. Das in dieser Studie verwendete RelyX ARC ist ein dualhärtendes Befestigungskomposit mit einer Verarbeitungszeit von 2 min. Die Selbsthärtungszeit wird vom Hersteller mit 10 min nach Anmischen angegeben. Es wird in einem praktischen Dosiersystem angeboten, das Dosierfehler verhindert.

Die Bestrahlungszeit für Adhäsivsystem, Kompositmaterial und auch Befestigungskomposit sollte zwischen 40 s und 60 s liegen [Chan & Boyer 1989, Mehl et al. 1996] und wurde nach Herstellerangaben für Scotchbond One, Z 250 und RelyX ARC mit 40 s gewählt. Dabei hängt die Polymerisationstiefe von der Wellenlänge und der Intensität des verwendeten Lichtes und den Materialeigenschaften des Inlaymaterials ab [Hickel et al. 1992a]. In dieser Studie kam die konventionelle Halogenlampe OPTILUX (Typ 401) mit einem Lichtleiter 13 mm zum Einsatz. Halogenlichtpolymerisation gilt als Standardpolymerisationstechnik. Der weltweite, jahrzehntelange Einsatz dieser Geräte liefert eine fundierte Basis wissenschaftlicher Erkenntnisse und praktischer Erfahrungen, an denen sich neuartige Technologien erst noch messen müssen.

6.1.6 Ausarbeitung und Politur

Zur Ausarbeitung der versorgten Kavitäten kamen verschiedene Instrumente zum Einsatz. Auch das Entfernen der Sauerstoffinhibitionsschicht sollte bei klinisch zufriedenstellenden Randbezirken nach Legen der Füllung geschehen, da es sich um unpolymerisierte Bereiche handelt, die leicht zu Verfärbungen und im schlimmsten Fall Randspalten führen können [Leinfelder 1987, Reinhardt 1991a]. Mit Feinstkorndiamanten wurden unter Lupensichtkontrolle grobe Überschüsse entfernt und die approximalen Kästen ausgearbeitet. Flexible aluminiumoxidbeschichtete Scheiben ermöglichten eine effektive Glättung und einen, für die Sonde nicht mehr

tastbaren Übergang Füllung/Zahnhartsubstanz. Dadurch kann nicht nur die Ästhetik verbessert werden, sondern einer möglichen Plaqueakkumulation entgegengewirkt werden [Feher & Mörmann 1995]. Bei adhäsiv eingesetzten Inlays ist die Entfernung von Kompositbefestigungszementen sehr zeitaufwendig und es stellt sich die Frage, wann die Kompositüberschüsse, die sich bei der Eingliederung bilden, entfernt werden. Das Entfernen der Überschüsse in der ausgehärteten Phase hinterlässt eine minderwertige Randqualität und sollte deshalb verhindert werden [Krejci et al. 1992]. Durch das schonendere Verfahren, Kompositüberschüsse im nicht ausgehärteten Zustand mit der Pinseltechnik zu entfernen, können Unterschüsse entstehen [Füllemann & Lutz 1988]. Das verwendete Befestigungskomposit RelyX ARC besitzt neben einer Kontrasteinfärbung, die es ermöglicht Überschüsse zu erkennen, eine Zwischenhärtungsphase, die es erlaubt, Überschüsse in der Gelphase zu entfernen. Dadurch soll die Ausarbeitung sehr sorgfältig und zahnhartsubstanzschonend durchgeführt werden können. Allerdings ist nicht sicher, ob in dieser Gelphase größere Unterschüsse entstehen können. Daher wurde die Ausarbeitung der Inlays in dieser Studie in der nicht ausgehärteten Phase durchgeführt.

6.1.7 Lagerung der Proben

Komposite sind in der Lage noch nach der Polymerisation Wasser aufzunehmen. Die sehr kleinen Wassermoleküle können in das Polymernetzwerk eindiffundieren. Dies geschieht nach dem Fick'schen Diffusionsgesetz. Je höher der Grad der polaren Gruppen ist, desto mehr Wasser kann aufgenommen werden, es kommt zu Druckspannungen, die den Zahn schädigen können [Kalachandra 1989, Bastioli et al. 1990].

Durch die Wasseraufnahme können folgende Veränderungen im Komposit hervorgerufen werden:

- Quellen des Komposits und Ausgleich der Schrumpfung bis zu verbessertem Randschluss [Viohl 1974, Asmussen 1975, Bowen et al. 1982, Feilzer et al. 1990]. Um welchen Betrag eine Expansion erfolgt, ist von der

Materialzusammensetzung des jeweiligen Komposits abhängig [Lambrechts et al. 1987, Hansen & Asmussen 1989].

- Schwächung des Matrix-Füllstoff-Verbundes mit der Folge der Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften [Söderholm 1984] in bezug auf Zugfestigkeit [Söderholm & Roberts 1990], Biegefestigkeit und E-Modul [Oysaed & Ruyter 1986] sowie Verschleißverhalten [Scarret et al. 1991].
- Verschlechterung des Verbundes Füllung-Zahnhartsubstanz mit Randspaltbildung bis hin zu Füllungsverlust [Söderholm 1984]
- Verschlechterung der Ästhetik durch Farbeinlagerungen [Luckenbach et al. 1991]

Daher ist eine optimale Abstimmung zwischen Polymerisationsschrumpfung und der späteren hydoskopischen Expansion für moderne Füllungsmaterialien wichtig.

6.1.8 Thermische Wechselbelastung (TWB)

Die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterialien sind neben der mechanischen Belastung als Hauptursache für den Verlust einer primär guten marginalen Adaptation anzusehen [Roulet et al. 1984]. Es entwickeln sich bei Temperaturschwankungen Spannungen im Verbundbereich Füllung/Zahn. Überschreiten diese Spannungen die Adhäsion an der Kavitätenwand, bildet sich ein Spalt zwischen Zahn und Füllung aus. Bleibt die Haftung an der Zahnhartsubstanz erhalten, treten innerhalb der Füllung bzw. des Zahnes festigkeitsmindernde Spannungen auf. Die Spaltbildung und die Veränderung der Spaltbreite wird auch als Pumpeffekt oder Perkolation bezeichnet und wird für die Entstehung von Hypersensibilitäten und Sekundärkaries verantwortlich gemacht [Rümann & Lutz 1980].

Temperaturwechselbelastungen von + 5 °C bis + 55 °C, sollen den Stress, welchem Füllungen in vivo ausgesetzt sind, simulieren [Crim et al. 1985]. Diese Wechselbelastungen sind anerkannte Verfahren, die Langlebigkeit einer Füllung in vitro zu testen [Bauer & Henson 1984, Lutz et al. 1984, Schaller et al. 1988]. In

Studien konnte eine signifikante Verschlechterung nach Temperaturwechselbelastung dargestellt werden. 2000 Zyklen, welche die Proben durchlaufen haben, sollen ausreichend sein, Temperaturschwankungen und deren Auswirkungen auf die marginale Randqualität untersuchen zu können [Crim & Mattingly 1981].

6.1.9 Mechanische Belastung (Kausimulation)

Um das Verhalten von Materialien unter den Beanspruchungen im Mund abzuschätzen, muss deren Reaktion unter den auftretenden Dauerbelastungen geprüft werden. Insbesondere bei keramischen Massen und adhäsiv befestigten Restaurationen ist die von zufällig im Material vorhandenen Rissen und deren Ausbreitung abhängige Langzeitfestigkeit, sowie die Aufrechterhaltung des Adhäsivverbundes, klinisch wesentlich relevanter als die üblicherweise gemessene kurzzeitige Festigkeit [De Long & Douglas 1983, Krejci et al. 1990b].

Der Kausimulator bildet hierfür einen Bestandteil eines In-vitro-Prüfzyklus, welcher die Untersuchung von Restaurationen unter klinisch-nahen Bedingungen erlaubt. Dafür müssen aus der Literatur entnommene Parameter bezüglich der Kaubewegungen erfüllt werden. Die Einstellungen des in dieser Studie verwendeten Kausimulators haben sich für In-vitro-Testverfahren von Restaurationen allgemein durchgesetzt. Die durchschnittliche Anzahl der Kauzyklen pro Minute wird in der Literatur zwischen 58 und 120 angegeben [Bates et al. 1975]. Aus Zeitgründen liegt die Frequenz in einem In-vitro-Test möglichst hoch, wobei die elastische Rückstellung der Proben gewährleistet sein sollte. Als physiologisch wahrscheinliche Kräfte während der Nahrungszerkleinerung bzw. des Schluckens können Werte zwischen 20 und 160 N angenommen werden [Körber & Ludwig 1983]. EICHNER schränkte diesen Bereich aufgrund von Messungen mittels Dehnmessstreifen auf Kaukräfte, die auf einen einzelnen Zahn wirken, bis 50 N ein [Eichner 1963]. In vielen Studien gehört ein Kausimulator zum Testaufbau [Hofmann et al. 1993a, Mehl et al. 1996, Mehl et al. 1998, Ferrance & Condon 1999].

Die okklusale Belastung wurde von der Münchener Universität ausgeführt. Im Kausimulator wurden die Proben in 50.000 Zyklen im Wasserbad einer okklusal-

vertikalen Druckbelastung ausgesetzt. Der Druck wurde für jeweils 0,5 s mit einer Kraft von 49 N in die zentralen Fossa der okklusalen Füllungsfläche ausgeübt. Eine 5 mm große Aluminiumoxidkugel diente dabei als Antagonist [Hofmann et al. 1993a, Schmalz et al. 1994]. Die Zeiteinheit von 0,5 s simuliert dabei den natürlichen Kauzyklus mit einer Belastungsphase von 0,36 s und einer Entlastungsphase von 0,24 s [Jemt et al. 1979].

6.1.10 Quantitative Randanalyse

Die quantitative Randanalyse in Verbindung mit der Replikatechnik hat sich bewährt, um aussagekräftige Ergebnisse zur Beurteilung von adhäsiven Restaurationen zu erhalten [Vossen et al. 1985, Roulet 1987].

Die Replikatechnik kommt zum Einsatz, da die Restaurationen nach einem abgeschlossenen Versuch (vor TWB, nach TWB, nach Kaubelastung) im Rasterelektronenmikroskop beurteilt wurden. Mit dünnfließenden Silikonabformmassen können detailgetreue Abformungen der Füllungsänder erreicht werden [Grundy 1971, Vossen et al. 1985]; Replikas aus Epoxydharz haben sich bewährt [Seichter & Herforth 1980, Vossen et al. 1985].

Die Randqualität von Restaurationen kann reproduzierbar und in Langzeitstudien bewertet werden [Grundy 1971], ohne die eigentliche Füllung zu untersuchen. Bei funktionellen Verfahren, wie Farbstoffpenetrationstest, bakteriologischen und elektrochemischen Tests, würden die Füllungen zerstört bzw. angegriffen werden. Gegen einfache klinische Test, wie Sondierungen und optische Kontrollen, zeichnet sich die quantitative Randanalyse durch eine hohe Sensibilität und Objektivität aus, da der Füllungsrand segmentweise bei 200facher Vergrößerung beurteilt werden kann [Grundy 1971, Blunck 1988]. Nach prozentualer Berechnung der einzelnen Randqualitäten kann eine statistische Auswertung erfolgen [Roulet et al. 1989].

Die Beurteilungskriterien „Artefakt“, „Überschuss“ und „Unterschuss“ können durch Fehler bei der Herstellung der Replikas bzw. bei der Ausarbeitung und Politur entstehen und werden teilweise nicht zur Beurteilung der Randqualität herangezogen [Manhart et al. 1999]. In dieser Studie wurde auf das Kriterium „Artefakt“ nicht näher eingegangen, da es sich um offensichtliche Verarbeitungsfehler bei der Replikaherstellung handelte. Die Kriterien „Überschuss“ und „Unterschuss“ wurden berücksichtigt. Allerdings war die prozentuale Verteilung dieser beiden Kriterien sehr gering.

Da das Hauptproblem der Randadaptation nicht im okklusalen Bereich, sondern approximal-zervikal zu suchen ist [Roulet 1994], wurde nur der approximale Übergang von Restaurationsmaterial zur Zahnhartsubstanz bei der quantitativen

Randanalyse beurteilt.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel dieser Studie war der Vergleich verschiedener adhäsiver Füllungsmaterialien in MOD-Kavitäten, die mit dem Adhäsivsystem Scotchbond One (3M) vorbehandelt worden waren. Von besonderem Interesse war dabei der Einfluss von Schrumpfung, thermischem Expansionskoeffizient und E-Modul auf das Potential der Restaurationsmaterialien. Die statistische Auswertung der Randqualitäten lieferte im Gruppenvergleich der einzelnen Materialien und Techniken zu den Zeitpunkten nach Temperaturwechselbelastung und nach okklusaler Belastung signifikante Unterschiede.

Eine Aussage über die Randqualität und demnach das Potential der einzelnen Füllungstechniken konnte nur nach perfekter Ausarbeitung getroffen werden. Die geringen Werte für Über- und Unterschüsse können auf die direkte Ausarbeitung unter Sicht mit Lupenbrille zurückgeführt werden.

Der Versuchsaufbau setzte sich aus einer Analyse des Füllungsrandes vor und nach Temperaturwechselbelastung, sowie nach okklusaler Belastung zusammen. Betrachtet man alle Techniken zusammenfassend, ist eine Verschlechterung der Randqualität nach jeweils beiden Belastungszyklen zu beobachten. Die Folgen der Temperaturwechselbelastung zeigten sich in einer Abnahme der „Perfekten Ränder“ und Zunahme der „Randspalten“. Werte für „Füllungsrandfraktur“ und „Zahnhartsubstanzfraktur“ stiegen ebenfalls an. Der Hauptgrund für die Verschlechterung liegt in den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten (WAK) von Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterialien [Bauer & Henson 1984, Lamprechts et al. 1987, Bowen 1988].

Auch die Folgen der okklusalen Belastung drückten sich in einer Verschlechterung der Randqualität aus. Die Werte für „Perfekte Ränder“ nehmen nach Kausimulation ab, Randspalten steigen auf das Doppelte an. Hierbei spielt das E-Modul eine wichtige Rolle. Wie in Untersuchungen nachgewiesen wurde, hängt die Stabilisierung

der Restzahnhartsubstanz zum großen Teil vom E-Modul des verwendeten Materials ab, wobei die unterschiedlichen Verformungen bei Belastung zu unterschiedlichen Spitzenspannungen am Verbund Zahn/Inlay führten. Bei höherem E-Modul zeigte sich das Gesamtsystem Zahn/Inlay verwindungssteifer und stabiler. Dieser Effekt sollte vor allem dann einen größeren Einfluss haben, wenn die Kavitätenpräparation sehr ausgedehnt und die Restzahnhartsubstanz stark geschwächt ist [Mehl et al. 1996].

Vergleicht man Schmelz- und Dentinstufe miteinander, so finden sich bessere Randqualitäten im Verbund Füllungsmaterial und Schmelz. Aber in-vitro Studien zeigten in den letzten Jahren vielversprechende Ergebnisse, welche in puncto Haftung und Randspaltoptimierung im Dentin ein Potential ähnlich dem des Schmelzes bescheinigen [Gwinnett et al. 1992, Van Van Meerbeek et al. 1994, Frankenberger et al. 1998b]. Dennoch gibt es auch Autoren, die einer Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbundes kritisch gegenüberstehen [Kielbassa et al. 1996, Schaller et al. 1998] und deren Untersuchungen eine deutliche Verschlechterung der Randqualitäten nach drei bzw. fünf Jahren zeigten. Die Randqualität der Dentinstufe war in dieser Studie zufriedenstellend und ist durchaus mit dem Potential der Restaurationstechniken und Materialien im Schmelz zu vergleichen. Die Mittelwerte aller Gruppen zusammengefasst ergab für die Schmelzstufe Werte für Perfekte Ränder von ca. 60 % und Randspalten von 4 %, im Dentin lagen die Werte für Perfekte Ränder bei 53 % und 8 % bei Randspalten.

6.2.1 Unterschiede der vertikalen und zervikalen Grenzflächen

Die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse zeigten für adhäsive Füllungsmaterialien durchweg gute Randqualitäten bei Betrachtung der vertikalen Grenzflächen. Nach Temperaturwechselbelastung und okklusaler Belastung lagen die Werte für Perfekte Ränder bei Werten von 88,3 – 93,2 % und Randspalten traten nur in 0,9 - 4,3 % der Fälle auf.

Eine viel größere Streuung der Werte und auch schlechtere Randqualitäten ergaben sich bei der quantitativen Randanalyse der zervikalen Stufe nach beiden

Belastungstests. In der Schmelzstufe wurden Ergebnisse von 23,5 – 74,8 % für Perfekte Ränder und 0,5 – 12,2 % für Randspalten gefunden, die Dentinstufe zeigte eine ebenso große Streuung der Werte (29,3 – 68,3 % ,PR 7,2 –12,2 % RS).

Der Einfluss von Temperaturwechselbelastung und okklusaler Belastung hatte für die zervikale Stufe größere Bedeutung als für die vertikale Grenzfläche. Signifikante Unterschiede traten nur bei Betrachtung der zervikalen Stufe auf. Daher werden die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse im weiteren Verlauf nur in bezug auf die zervikale Grenzfläche diskutiert.

6.2.2 Inserts

Betrachtet man die zervikale Schmelzstufe so fanden sich signifikante ($p < 0,05$) Randqualitätsunterschiede. Nach thermischer und okklusaler Belastung wiesen Kompositfüllungen signifikant weniger „Perfekte Ränder“ und signifikant mehr „Randspalten“ auf als Keramik- und Kompositinserts. Diese Verschlechterungen sind mit schrumpfungsbedingten Spannungen und unterschiedlichen Expansionskoeffizienten zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositmaterial zu erklären [Bauer & Henson 1984, Lamprechts et al. 1987, Bowen 1988]. Die Verringerung der Polymerisationsschrumpfung durch den Einsatz von Makrofüllern [Bowen & Setz 1986, Bowen 1988] verbessert die Randqualität, da die Schrumpfung nur noch den plastisch eingebrachten Kompositanteil betrifft.

Im Schmelz ist die marginale Adaptation von Kompositfüllungen mit Inserts besser ist als das Randspaltverhalten von direkten Kompositfüllungen [Bott & Hannig 1994]. Dies gilt nicht nur für die Verwendung von keramischen Makrofüllern, sondern auch für die Inkorporation von Kompositinserts [Appelquist & Meiers 1996]. Andere Untersucher konnten für die Verwendung von glaskeramischen Inserts keine signifikanten Verbesserungen der Randqualität gegenüber direkten Kompositfüllungen finden [Schünemann 1997, Lösche 1996], allerdings wurden die kleinen Klasse II Kavitäten in diesen Studien angeschrägt.

Im Gruppenvergleich zwischen Kompositfüllungen und Insertfüllungen bezüglich der

Dentinstufe wurden signifikante Unterschiede zwischen Keramikinsertfüllungen und Kompositinsertfüllungen ermittelt: Im Kriterium Randunregelmäßigkeit wurden für Keramikinsertfüllungen 19,1 % ermittelt, wohingegen Kompositinsertfüllungen Werte von 37,2 % erzielten. Die Randqualität nach beiden Belastungszyklen zeigte auch einen Vorteil von Kompositfüllungen und Keramikinsertfüllungen im Kriterium „Perfekter Rand“ gegenüber Kompositinsertfüllungen. Die Ergebnisse für „Randspalten“ zeigten keine Abweichungen.

Für die marginale Randqualität im Dentin liegen in der Literatur kontroverse Ergebnisse vor. Einige Autoren konnten Verbesserungen der Randqualität nach Insertapplikation nachweisen [Godder et al. 1994], andere Untersucher konnten keine Optimierung bezüglich der Randqualität feststellen [Hannig et al. 1995]. Direkte Kompositfüllungen wurden unter Berücksichtigung der Inkrementtechnik gelegt, was eine ausreichende Polymerisation der einzelnen Schichten gewährleistet [Davidson et al. 1984, Feilzer et al. 1987]. Glaskeramische Inserts können als interne Lichtleiter dienen [Lösche et al. 1993, Lösche et al. 1994] und das Polymerisationslicht auch in tiefe dentinbegrenzte Kavitäten leiten, was in dieser Studie den Keramikinserts signifikant bessere Randqualitätsmerkmale gegenüber Kompositinserts bescheinigt. Über die Lichtleitung von Kompositinserts gibt es in der Literatur keine Hinweise.

Vorteile von Kompositinserts (11,2 GPa) gegenüber Keramikinserts (210 GPa) zeichnen sich durch ein geringeres, zahnhartsubstanzähnliches E-Modul aus. In dieser Studie wird dieser Vorteil tendenziell bei Betrachtung des Kriteriums „Füllungsrandfraktur“ sichtbar. Kompositinsert zeigten bei Betrachtung der Schmelzstufe mit Werten unter 2 % weniger Frakturen als Keramikinserts (über 4 %). Die okklusalen Belastungskräfte von 50 N, welche über einen Zeitraum von 50000 Zyklen einwirkten, haben die Kräfte auf den Füllungsrand übertragen und es ist zu Füllungsrandfrakturen gekommen. Dies ist klinisch relevant, da sich an diesen mikroskopischen Rauigkeiten Bakterien anheften können.

Man kann die Aussage treffen, dass es bei allen drei Gruppen (Keramikinsert, Kompositinsert, direkte Füllung), eine größere Streuung der Werte als bei den Inlayrestorationen gab. Gründe dafür liegen eventuell in der aufwendigeren

Schichttechnik und der Inkorporation von Inserts, welche im Vergleich zur Inlaytechnik nicht mit derselben Reproduzierbarkeit durchgeführt werden konnte. Mit Inlays können passgenauere Restaurationen hergestellt werden, dadurch verringert sich die Schrumpfung. Auch die Ausarbeitung und Politur von Inlayrestaurationen ist einfacher zu bewerkstelligen.

6.2.3 Inlays

Inlays konnten in dieser Studie bessere Randqualitätsmerkmale erzielen als Kompositfüllungen. In den Kriterien „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ waren die Unterschiede bei Betrachtung der Schmelzstufe signifikant ($p < 0,05$). Gründe für ein besseres Abschneiden der Inlays sind vor allem in einer Verringerung der Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung zu sehen. Die bei Kompositfüllungen angewandte Schichttechnik ist zwar in der Lage Schrumpfkraften positiv zu beeinflussen aber Inlays begrenzen das zu polymerisierende Volumen auf die Verbundfuge. Die Randqualitätsmerkmale der Dentinstufe zeigten zwar keine signifikanten Unterschiede, doch waren alle Inlaygruppen den reinen Kompositfüllungen überlegen. Einen weiteren Hinweis für Randqualitätsunterschiede liefert der WAK.

Der WAK von Kompositmaterialien wurde durch den Zusatz von Füllstoffen von $80 - 100 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ auf $20 - 35 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ verringert [Versluis et al. 1996a], doch besteht immer noch ein Unterschied zur Zahnhartsubstanz, die mit einem Wert von $11,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (Schmelz) bzw. $8,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (Dentin) angegeben wird. Durch die Verwendung von Keramikinlays kann der Ausdehnungskoeffizient verringert werden. Keramik hat einen WAK von ca. $18 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ und liegt daher deutlich unter dem WAK von Kompositrestaurationen. Dieser Eindruck bestätigt sich auch bei den gefrästen CAD/CIM Vita Mark II Inlays. Sie erreichten im Gruppenvergleich die besten Randqualitäten.

Vergleichende Studien, welche laborgefertigte Kompositinlays (Tetric) und gefräste Keramikinlays (Vita Mark II) untersuchten, wiesen bessere Ergebnisse für keramische Werkstücke nach. So wurden bei MOD-Kompositinlays in

dentinbegrenzten Kavitäten Randspalten von 48 % gefunden; Keramikinlays wiesen mit 11 % signifikant weniger Randspalten auf [Mehl et al. 1998]. Die Autoren empfehlen für dentinbegrenzte Kavitäten keine Kompositinlays. Auch MANHART et al. fanden signifikante Unterschiede zwischen Keramik- (Empress) und Kompositinlays (Tetric, blend-a-lux). Nach zwei Jahren klinischer Beobachtung waren 100 % der keramischen Einlagefüllungen noch in situ, bei Kompositinlayrestaurationen waren es nur 90 % [Manhart et al. 2000]. Vergleichende Studien zwischen gefrästen Keramikinlays und gefrästen Kompositinlays sind in der Literatur oft nur in bezug auf unterschiedliche Materialeigenschaften anzutreffen:

- Polymer Ceramic (MZ 100) weist nach TWB mit 1,5 MPa eine bessere Frakturfestigkeit auf als Vita Mark II Keramik (0,7 MPa) [Mansour & Mitchell 2001].
- Bei Abrasionsversuchen ist das Abrasionsverhalten von MZ 100 signifikant geringer als bei Vita Mark II Keramik [Kunzelmann et al. 2001].
- Farbanpassung, Inlayfraktur und marginale Adaptation wurden über einen Zeitraum von 6 Monaten klinisch evaluiert. Es wurden keine Unterschiede zwischen Vita Mark II und MZ 100 gefunden [Fasbinder et al. 2001].

Vorteile, die vom Hersteller für Polymer Ceramic Material gegenüber Keramikmaterialien angegeben werden (Tab. 6.1.), kamen in dieser Studie nicht zum Tragen. Die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse lassen zwar auf eine zufriedenstellende Randqualität beim Übergang Befestigungskomposit zu Zahnhartsubstanz schließen, doch ist die Adhäsion von Befestigungskomposit und Polymer Ceramic unzureichend. Bei der Grenzflächenanalyse waren signifikante ($p < 0,05$) Unterschiede zwischen beiden Materialien erkennbar. In den Kriterien „Randspalt“ und „Perfekter Rand“ zeigten sich signifikante Vorteile für Vita Mark II Keramik, wie auch für direkte Kompositinlays.

Tab. 6.1. Nachteile von CAD/CIM Keramik gegenüber CAD/CIM Komposit (3M Produktprofil)

Probleme beim Einsetzen, größerer Zeitaufwand, um Approximalkontakte und Okkusion einzustellen
Brennvorgängen bei bestimmten Keramikmaterialien
Individualisierung erfordert Aufbrennen von Keramikmaterial
Flusssäure-Ätzung
Abrasion an antagonistischen Zähnen
Schlechtere Reparaturmöglichkeiten
Bruchgefahr während der Einprobe

An der Grenzfläche von Polymer Ceramic und Befestigungszement kommt es zu einem Versagen des Verbundes. Grund dafür ist wahrscheinlich der geringere Anteil von Restdoppelbindungen an der Grenzfläche von Kompositinlays [Kullmann 1988]. Die Konversationsrate wird vom Hersteller mit 84 % angegeben, im Vergleich dazu sind bei Z 100 Material (im polymerisierten Zustand) 74 % umgesetzt. Um die Verbundfestigkeit zu steigern und damit eine bessere Verbindung zu erzielen, könnten neben einem mechanischen Aufrauen der Oberfläche durch Schleifkörper zusätzliche oberflächenvergrößernde Verfahren eingesetzt werden. Hier bieten sich Strahlmitteln (z.B. MicroEtcher, CoJet) an, welche die Inlayunterseite nicht nur aufrauen, sondern aktivieren bzw. „silikatisieren“. ERNST fand allerdings keine signifikanten Unterschiede bei der Anwendung verschiedener Vorbehandlungsmethoden für Kompositinlays und Glaskeramikinlays [Ernst 1997]. Dahingegen konnten STURDEVANT et al. eine Verbesserung der Haftkräfte um 30% erreichen [Sturdevant et al. 2000]. Dabei wurde die Oberfläche von MZ 100 Material mit 50 µm Aluminiumoxid bestrahlt, anschließend gereinigt und silanisiert. In dieser Studie wurde die Unterseite der Kompositinlays angeraut und silanisiert.