

2 Literaturübersicht

2.1 Kompositmaterialien

Unter dem Begriff „Komposit“ versteht man die Kombination von mindestens zwei chemischen Stoffen, die sich bezüglich der Eigenschaften von den reinen Komponenten unterscheidet. Die Entwicklung von Kompositmaterialien war der Beginn eines neuen Zeitalters in der Zahnmedizin. Die Einführung begann in Deutschland Anfang der vierziger Jahre mit den selbsthärtenden Kompositmaterialien.

2.1.1 Aufbau

Ein zahnärztlicher Komposit-Füllungswerkstoff besteht aus einer organischen und einer anorganischen Komponente, die durch eine Verbindungskomponente gekoppelt werden. Die organische Phase setzt sich zum größten Teil aus Monomeren und Co-Monomeren mit einer, zwei oder drei endständigen Doppelbindungen (Mono-, Di- und Trimethacrylate) zusammen [Janda 1988a].

Bekanntestes aromatisches Dimethacrylat ist das Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), das nach seinem Entwickler auch als Bowen-Monomer oder Bowen-Harz bezeichnet wird. Bisphenol A und das Glycidylmethacrylat (GMA) sind die Ausgangsstoffe für Bis-GMA. GMA enthält eine Epoxydgruppe und einen Methacrylatrest (Doppelbindung). Ein Epoxyd ist ein zyklischer Ester, in dem Sauerstoff in einem Dreiering vorliegt. Wegen der Ringspannung ist dieser Dreiering sehr reaktionsfähig und kann in einer Additionsreaktion unter Ringöffnung die Verbindung zu einer OH-Gruppe des Bisphenols herstellen. Auch andere Derivate werden neben diesem Bis-GMA in Kompositen verwendet [Bowen 1979, Janda 1988a].

Da sich in die sehr visköse höhermolekulare Matrix nur eine relativ geringe Menge organischer Füllstoffe einmischen lässt, müssen niedermolekulare Co-Monomere zur Verdünnung beigemischt werden. Diese Co-Monomere führen zwar einerseits zu einer stärkeren Schrumpfung [Asmussen 1975], aber der Anteil der Füllstoffe kann deutlich

erhöht werden [Söderholm 1988].

2.1.2 Konventionelle makrogefüllte Komposite

Sie enthalten 0,5 - 5 μm große Füllkörper. Diese Partikel werden durch Zermahlen von Quarz, speziellen Gläsern (z. B.: Barium-Strontium- oder Barium-Aluminium-Glas), Keramik und anderen Siliziumverbindungen hergestellt [Lutz et al. 1983a]. Mit Makrofüllern wurden die ersten Dental-Komposite hergestellt [Bowen 1963].

Durch den Härteunterschied der weichen organischen Matrix und den harten Füllkörpern sind diese Komposite sehr schlecht zu polieren und es treten durch Herauslösen großer Füllstoffpartikel schnell Verschleißerscheinungen ein. Durch die damit verbundene ästhetische Beeinträchtigung (Farbein- und auflagerungen) und den großen Substanzverlust, werden diese Kompositmaterialien in der modernen Zahnheilkunde als definitive Restauration nicht mehr eingesetzt, finden aber noch Anwendung als Material für Aufbaufüllungen.

2.1.3 Mikrogefüllte Komposite

Homogene mikrogefüllte Komposite enthalten feinste SiO_2 -Partikel (0,01 - 0,05 μm), die durch Pyrolyse organischer Siliziumverbindungen gewonnen werden. Der Anteil solcher Füllstoffe im Komposit beträgt 30 - 50 Massen% (ca. 50 Vol%). Homogene mikrogefüllte Komposite sind hochglanzpolierbar und bieten fast keine Ansatzfläche für Verschleißprozesse, sind aber sehr thixotrop und in der Praxis nicht verarbeitbar [Roulet 1987].

Inhomogene Mikrofüllerkomposite sollen die positiven Eigenschaften der homogenen Mikrofüllerkomposite aufgreifen und durch die Beimischung von Vorpolymerisaten (0,1 - 100 μm) werden die thixotropen Eigenschaften herabgesetzt. Eine Schwachstelle dieser Komposite zeigt sich nicht nur in dem geringen Füllstoffgehalt [Janda 1988b], sondern auch in der Verbundschwäche zwischen Vorpolymerisat und Matrix [Roulet 1987].

2.1.4 Hybridkomposite

Diese Materialien enthalten eine Kombination aus Mikro- und Makrofüllern. Mikrogefüllten Kompositen werden feingemahlene, konventionelle Makrofüller beigemischt. Aus dieser Vereinigung von Makrofüllern (< 2 µm Größe) und Aerosil wurden die ersten Hybridkomposite entwickelt.

Der thermische Expansionskoeffizient (WAK) von Hybridkompositen ist im Vergleich zu Mikrofüllerkompositen deutlich günstiger (WAK Hybridkomposit: $25 - 44 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, WAK Mikrofüllerkomposit $45 - 70 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, WAK Zahnhartsubstanz: $8 - 11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), der maximale volumenmäßige Gehalt an Füllstoffen beträgt etwa 70 % [Janda 1988] und eine ausreichende Polierbarkeit ist auch gegeben [Lutz et al. 1983b, Willems et al. 1993]. Weiterhin ist die Polymerisationsschrumpfung geringer als bei Mikrofüllerkompositen [Matschinske 1991]. Der Hersteller gibt für das verwendete Kompositmaterial Z 250 die Schrumpfung mit 2,22 Vol.% an.

Einen großen Einfluss auf die Qualität des Füllungsrandes hat der Elastizitätsmodul (E-Modul). Der E-Modul ist ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung. Für den E-Modul besteht nach dem Hookeschen Gesetz der Zusammenhang $\sigma = E \cdot \varepsilon$. Dabei bedeutet σ die Spannung (= Kraft/Fläche) und ε die dazugehörige Verformung (Dehnung, Stauchung) [Viohl 1995]. Steife Materialien verformen sich wenig, es ergibt sich ein hoher E-Modul. Weiche Materialien haben eine entsprechend große Verformung und einen geringen E-Modul. Der E-Modul hat also eine große Bedeutung für das Ausmaß der Schrumpfungsspannungen. Die bei der Schrumpfung auftretenden Spannungen und damit auch die Gefahr initialer Verbunddefekte sind bei Materialien mit höherem E-Modul größer als bei solchen mit geringerem [Feilzer et al. 1990]. Das in dieser Studie verwendete Füllungsmaterial Z 250 (direkte Kompositfüllung, Füllung mit Komposit/Keramikinsets, Z250 Inlay) hat ein E-Modul von 11,2 GPa und liegt damit im Bereich von Dentin mit 13,3 GPa (Schmelz besitzt ein E-Modul von 84,1 GPa) [Goel et al. 1992].

2.1.5 Silane, Haftvermittler

Um eine Verbindung zwischen Kunststoff und Füllstoff zu erreichen, muss der Kunststoff die Füllstoffpartikel benetzen, um eine chemische und/oder mechanische Verbindung mit den Partikeln einzugehen. Die Bindungsagenzien, welche für einen chemischen Verbund eingesetzt werden, nennt man Silane [Plueddemann 1970].

Silane (z.B.: 3-Methacryloyloxypropyltrimethylloxy-Silan/MPS) sind organische Siliziumverbindungen [Lutz et al. 1983a]. Sie reagieren unter Wasserabspaltung mit den Hydroxylgruppen der Füllstoffe, jedoch kann diese Verbindung strukturbedingt leicht hydrolysiert werden [Bowen 1979, Janda 1988]. Die physikalischen Eigenschaften eines Komposits werden zu einem großen Teil durch die chemische Bindung der anorganischen Füllstoffe mit der organischen Matrix bestimmt. Ein besonderes Augenmerk wird auf Abrasion und Zugfestigkeit gerichtet [Söderholm 1988].

2.1.6 Befestigungskomposite

Kompositbefestigungsmaterialien können (neben dem Härtungsmechanismus und Viskosität) nach der Größe ihrer Füllpartikel eingeteilt werden [Salz 1992]. Man unterscheidet, wie bei den Füllungsmaterialien, Makrofüller (ca. 10 μm), Mikrofüller (0,04 μm) und Hybridfüller (2 - 3 μm), wobei heutzutage Submicrohybridfüller (0,6 μm) am häufigsten gebraucht werden.

Es gibt auto-, licht- und dualhärtende, sowie Befestigungskompositmaterialien für die Ultraschalltechnik. Der Matrix von Befestigungskompositmaterialien sind verschiedene Zusatzstoffe beigemischt, die sich auf die klinische Verarbeitung im positiven auswirken. Im allgemeinen dienen sie zur Steuerung der Verarbeitungszeit [Janda 1996].

Mit lighthärtenden Systemen kann der Behandler die Verarbeitungszeit steuern, was sich bei der Insertion von adhäsiven Werkstücken und der Überschussentfernung als vorteilhaft erweist. Dualhärtende Befestigungsmaterialien sind Paste/Paste-Systeme mit chemischen und photosensiblen Initiatoren, die eine ausreichende Polymerisation

in schwer belichtbaren Bereichen ermöglichen. Durch Farbstoffe und Trübungsmittel für die einzelnen Farbnuancen [Janda 1996] können Befestigungskomposite vorteilhaft im ästhetisch sichtbaren Bereich eingesetzt werden.

Welche Viskosität gewählt wird hängt vom einzusetzenden Werkstück ab. Bei Kronen wählt man eher ein fließfähigeres Komposit, bei MOD-Inlays ein zähfließendes. Die große Gefahr bei adhäsiven Befestigungskompositen besteht in der Überschussbildung und dem Abgleiten des Materials in den Parodontalspalt. Aufgrund der Adhäsion kann das Komposit nach der Aushärtung an Wurzeloberfläche und benachbarten Strukturen/Zähnen haften. Die Entfernung des Komposits kann diese Strukturen dann schädigen [Krejci et al. 1992].

Um die Polymerisationsschrumpfung zu verringern und die mechanischen Eigenschaften zu verbessern wurden hochgefüllte Befestigungsmaterialien entwickelt. Bedingt durch die gesteigerte Viskosität ist die Insertion mittels Ultraschalltechnik (USI) eingeführt worden, um die hochviskösen Befestigungskomposite „fließfähig“ zu machen [Noack et al. 1991].

2.1.7 Polymerisation

Polymerisation ist die Vernetzung von Monomeren zu Polymeren. Zur Umsetzung von Monomeren werden Initiatoren benötigt. Durch Energiezufuhr werden die Initiatoren gespalten und können die Reaktion mit Hilfe von Radikalen starten.

Bei der chemischen Härtung oder auch Autopolymerisation kommen 2-Pasten-Systeme zum Einsatz. In beiden Komponenten sind Füllstoffe, Stabilisatoren und Monomere enthalten. Die Basispaste enthält zusätzlich einen Akzelerator, die Katalysatorpaste einen Initiator. Die reaktiven Elemente dieses Redoxsystems sind Dibenzoylperoxid und ein aromatisches Amin [Bowen 1979]. Nachteilig sind die eingeschränkte Verarbeitungszeit und Lufteinschlüsse, die beim Anmischen auftreten können [Roulet & Besancon 1983]. Die limitierte Verarbeitungszeit beschränkt die Anwendung dieser Materialien.

Lichthärtende Komposite sind 1-Pasten-Systeme, welche einige Nachteile der

chemisch härtenden aufheben. Die porenfreie homogene Masse erlaubt eine ausreichende Verarbeitungszeit und die Polymerisation kann direkt gesteuert werden, was dem Behandler eine schichtweise, farbgerechte Gestaltung der Restauration erleichtert [Janda 1988]. Nachteilig ist die unzureichende Polymerisation bei zu großer Schichtstärke vor allem im approximal, zervikalen Bereich [Krejci 1990a]. Das Monomer enthält spezielle Photoinitiatoren, die durch Lichtabsorption entweder direkt oder erst nach Interaktion mit einem Akzelerator in Radikale zerfallen. Als Photoinitiator kommt bei Dental-Kompositen meist Campherchinon zum Einsatz [Janda 1988]. Die Wellenlänge von blauem, sichtbarem Polymerisationslicht liegt bei 450-500 nm. Im Falle der Lichthärtung stehen vier unterschiedliche Techniken zur Verfügung. Neben der sogenannten konventionellen Halogenlichtpolymerisation werden Soft-Start-Lampen, Plasmalampen, Laser und blaue LEDs angeboten [Ernst 2002].

Als dualhärtende Kompositmaterialien bezeichnet man die Kombination aus chemischer und Lichthärtung, welche die Vorteile der Einzelkomponenten zusammenfasst. Eine zeitlich definierte Aushärtung, sowie eine tiefenwirksame Polymerisation sind hierbei gegeben. Dualhärtende Kompositmaterialien werden vorwiegend in der adhäsiven Befestigung von zahnfarbenen Füllungsmaterialien eingesetzt [Mörmann et al. 1985, Haller et al. 1990].

Die Polymerisation durch thermische Energie bzw. durch Hitze ist nur extraoral anwendbar. Bei „chairside“ gefertigten Kompositinlays kann das Inlay nach Modellation extraoral vergütet werden. Es wird eine optimale Durchhärtung erreicht [Watts 1989, Krejci et al. 1991, Kullmann 1988, Reinhardt 1991b].

2.1.8 Polymerisationsschrumpfung

Bei allen Polymerisationsformen von dentalen Kompositmaterialien kommt es durch das entstehende Netzwerk und die enge Aneinanderlagerung der Moleküle immer zu einer Volumenabnahme, der Polymerisationsschrumpfung [Feilzer et al. 1988, Eick et al. 1993].

Grund dafür ist eine Abnahme des Abstandes der Wasserstoffmoleküle während der Polymerisation von ca. 4,0 Å auf 1,9 Å [Roulet 1987]. Diese Kontraktion wird in Volumenprozent angegeben und beträgt bei ungefüllten Monomeren 20 Vol% [Davidson 1997]. Durch Füllkörper kann eine Reduktion der Schrumpfung auf 1,5 - 7,1 Vol% [Krejci 1992] erreicht werden. Dabei besteht eine Abhängigkeit zu Monomertypen, Co-Monomeren, Füllstoffgehalt und Umsetzung der Doppelbindungen.

Die Polymerisationsschrumpfung ist neben der Abrasionsfestigkeit das Hauptkriterium für Diskussionen über Kompositrestaurationen im Seitenzahngelände. Der aus der Schrumpfung entstehende mögliche Randspalt birgt die Gefahr der Verfärbung und Sekundärkaries [Osborne et al. 1990, Brännström & Nordenwalk 1978].

Eine weitere Möglichkeit, die Folgen der Polymerisationsschrumpfung zu beeinflussen, beruht auf der Hypothese, durch die Position der Lichtquelle sogenannte Schrumpfungsvektoren steuern zu können [Asmussen & Jörgensen 1972, Lutz et al. 1986]. Nach dieser Modellvorstellung schrumpfen Komposite zur Kavitätenwand hin, wenn die Lichtquelle das Material durch die Zahnhartsubstanz hindurch polymerisiert. Diese Hypothese wird nach neueren Untersuchungen jedoch angezweifelt [Versluis et al. 1998b].

2.2 Adhäsivtechnik

2.2.1 Schmelz-Ätz-Technik

Eine Haftung der Kompositmasse am Zahnschmelz kann durch Schmelzätzung erreicht werden [Buonocore 1955]; Ätzen mit 30 – 40%iger Phosphorsäure schafft eine ideale Oberflächenmorphologie. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie entsteht eine raue Struktur und der Schmelz wird für den Kunststoff besser benetzbar gemacht [Retief 1973, Phillips 1988]. Die Ätzung entfernt auch den sogenannten „smear layer“, der bei mechanischer Präparation entsteht [Pashley 1984]. Weil Kompositmaterial bedingt durch den hohen Fülleranteil sehr viskös ist, ist es notwendig, die durch die Säure aufgeraute Oberfläche mit einem dünnflüssigen, ungefüllten bzw. niedrig gefüllten Monomergemisch zu bestreichen. Diese Monomere gelangen leichter in die Mikroretentionen und "verkrallen" sich dort bei der Polymerisation [Castagnola et al. 1975, Retief 1989].

Die heute handelsüblichen Produkte zur Konditionierung des Zahnschmelzes enthalten 35 - 37 %ige Phosphorsäure [Swift et al 1995]. Diese Säure kann auch im Sinne einer „Total-Ätz-Technik“ zur Konditionierung von Dentin verwendet werden [Haller 1994, van Van Meerbeek 1997].

2.2.2 Haftung am Dentin

Die Haftung von Komposit am Dentin ist nicht nur deshalb komplizierter zu bewerkstelligen als am Schmelz, weil sich Schmelz und Dentin in ihrer Zusammensetzung hinsichtlich des organischen Anteils unterscheiden. Desweiteren weist Dentin, je nach Lokalisation oder/und pathologischem Status, unterschiedliche Charakteristika auf und beeinflusst damit die Wirkungsweise des Dentinbondings. Der Grund dafür liegt im Aufbau des Dentins, welches durch Dentintubuli und Odontoblastenfortsätze einen hydrophilen Charakter aufweist [Schroeder 1987]. Dadurch ist es schwierig, hydrophobe Materialien wie Komposite oder Adhäsive, die

für den Schmelz eingesetzt werden, mit dem Dentin zu verbinden.

Eine weitere große Hürde, um eine akzeptable Dentin-Haftung zu etablieren, stellt die Schmierschicht (smear layer) dar, welche sich auf dem mechanisch bearbeiteten Dentin befindet [Gwinnett 1977, Pashley 1984]. Sie muß entfernt oder „konditioniert“ werden.

Für eine Konditionierung gibt es die Möglichkeit, die Schmierschicht zu modifizieren bzw. imprägnieren, sie vollständig zu entfernen oder sie aufzulösen und deren Bestandteile in die Verbundschicht zu inkorporieren [Blunck 1999]. Die Vorbehandlung des Dentins umfasst drei Arbeitsschritte: Konditionierung, Applikation hydrophiler Monomere (priming) und Applikation eines Adhäsivs (bonding) [Lutz & Krejci 1992, Tay et al. 1995].

Die Entwicklungsgeschichte der Dentinadhäsive begann in den 50er Jahren. Durch bi-funktionelle Moleküle wurde eine Haftung am smear layer angestrebt [Buonocore et al. 1956]. Jedoch machten schlechte Haftung und hohe Hydrolyseanfälligkeit eine Weiterentwicklung notwendig. Auch die Adhäsive der 2. Generation haften am „smear layer“. Im Gegensatz zur ersten Generation wurden jedoch kleinere Moleküle verwendet, die den „smear layer“ besser durchdrangen [Gwinnett 1977, Gwinnett & Jendresen 1978]. Die Weiterentwicklung führte Mitte der 80er Jahre zur 3. Generation. Durch Imprägnierung der obersten Dentinschicht mit dem Adhäsiv schlägt dessen hydrophile Eigenschaft in eine hydrophobe um. Der „smear layer“ wird entweder entfernt oder modifiziert [Pashley 1984, Erickson 1992]. Zur Vereinfachung und Zeitersparnis ging die Entwicklung zu Adhäsivsystemen der 4. Generation, welche die Funktion von priming und bonding in einem Arbeitsschritt bzw. im Ein-Flaschen-System anbieten. Die Schmierschicht wird bei diesen Systemen nicht mehr entfernt sondern umgebaut. Filmbildner in saurer Lösung modifizieren die Schmierschicht, so dass hydrophile, penetrationsfähige Monomere einen stabilen Verbund eingehen können [Haller 1994, van Meerbeek 1997]. Die Adhäsivsysteme der 5. Generation vereinen Konditionierung, Primer und Bonding in einem Schritt als selbstkonditionierende Einschnitt-Adhäsive. Die Vorteile von solchen „all in one“-Adhäsiven liegen in der Zeitersparnis und der Reduktion von Fehlermöglichkeiten, welche bei der etablierten Säureätztechnik aufgrund des

komplizierten Verfahrens vieler aufeinanderfolgender Arbeitsschritte auftreten können [Manhart & Hickel 1999].

Aus heutiger Sicht werden Dentinadhäsive zunehmend nach Anzahl der klinischen Arbeitsschritte und Art der Interaktion des Adhäsivs mit dem Dentin (2nd International ESPE Dental Symposium, Philadelphia Mai 2000) oder Art der Bearbeitung der Schmierschicht eingeteilt [Blunck & Haller 1999]:

- Erhaltung und Imprägnierung der Schmierschicht
- Auflösung der Schmierschicht
- Auflösung der Schmierschicht mit selbstkonditionierenden Primern bzw. Primeradhäsiven

Diese Einteilung scheint sinnvoll, weil damit unterschiedliche Arbeitsschritte verbunden sind.

Die Haftung des Dentinbondings zum Dentin beruht auf verschiedenen Prinzipien. Neben mikromechanischen Verankerungen wird auch eine Haftung zum Kalzium des Hydroxylapatits durch spezielle reaktive Gruppen (hauptsächlich phosphorhaltige Verbindungen) und eine Haftung zum Kollagen erzielt. Moleküle, die chemische Bindungen zum Dentin eingehen, befinden sich im Primer und bestehen überwiegend aus drei charakteristischen Gruppen; einer Methacrylatgruppe (Verbindung zum Kunststoff), einer Distanzgruppe, um die eine Doppelbindung tragende Methacrylatgruppe von der reaktiven Gruppe räumlich zu trennen (Restmolekül) und einer reaktiven Gruppe [Asmussen & Uno 1992]. Primermoleküle gehen Wechselwirkungen mit den positiv geladenen Kalziumionen des Hydroxylapatits ein. Eine Verbindung zum Kollagen kann erreicht werden, wenn Dentinehaftmittel mit Kollagenproteinen in Wechselwirkung treten [Phillips 1988, Asmussen & Uno 1992]. Diese primär chemische Bindung konnte allerdings in Studien nicht nachgewiesen werden [Eliades et al. 1990, Söderholm 1991], so dass der Verbund hauptsächlich in mikromechanischen Verbundmechanismen zu suchen ist [Gwinnett 1993, van Meerbeek et al. 1993].

Bei vielen heute verwendeten Adhäsivsystemen wird die Total-Ätz-Technik

angewandt. Nach Entfernung der Schmierschicht wird Dentin und Schmelz zusammen konditioniert [van Meerbeek 1997]. Zahlreiche Studien haben gezeigt, dass eine Ätzung sowohl des Schmelz- als auch des Dentinanteils, eine erhebliche Verbesserung der Haftkraft ergibt [Buchalla et al. 1996, Haller et al. 1997].

Zur Entfernung der Schmierschicht wird 30 - 40 %iges Phosphorsäuregel empfohlen [Haller 1994], welches zuerst auf Schmelz und dann auf Dentin appliziert wird. Eine Dentin-Ätzung von mehr als 15 sec sollte nicht überschritten werden [Blunck 1999]. Um ein Zusammenfallen des vorbereiteten Kollagennetzwerkes zu verhindern, wird die Oberfläche nur vorsichtig getrocknet.

Die Hauptaufgabe des Dentinprimings besteht in der Vorbereitung der feuchten Dentinoberfläche für die anschließende Adhäsivapplikation. Primer enthalten penetrationsfähige Monomere, deren Molekülgruppen hydrophile und hydrophobe Anteile aufweisen. Die hydrophilen Anteile können mit den Kollagenphasen in Interaktion treten, die hydrophoben Anteile stellen die Bindung zum Adhäsiv sicher [Douglas 1989, Haller 1994, Eick et al. 1995].

Das abschließende Aufbringen eines Adhäsivs ist die Voraussetzung für eine zuverlässige mikromechanische Verbindung zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit nach Polymerisation [Haller 1994]. Adhäsive beinhalten zu großen Teilen hydrophobe Monomere (z.B. UEDMA, Bis-GMA), sowie Verdünnermonomere (z.B. HEMA, TEGDMA), welche eine ausreichende Fließfähigkeit garantieren [Erickson 1992]. Das Eindringen des Adhäsivs in das vorbehandelte Dentin führt zur Ausbildung der Hybridschicht und nach Polymerisation zur mikromechanischen Verankerung in den Dentinkanälchen [Nakabayashi et al. 1991, van Meerbeek 1997].

2.2.3 Inkrementtechnik

Ziel der Inkrementtechnik (Abb.: 2.1.) ist die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung durch eine schichtweise Applikation und Polymerisation von Kompositanteilen. Schrumpfungen und Kontraktionsspannungen innerhalb der Kavität können verringert werden [Eick & Welch 1986, Donly et al. 1990, Davidson et

al. 1984, Feilzer et al.1987].

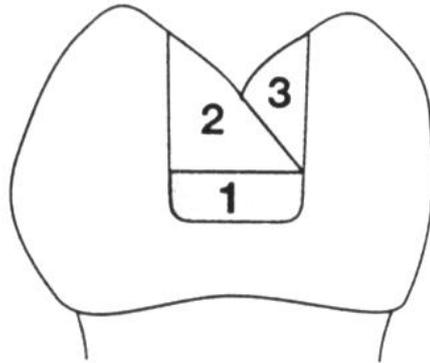


Abb. 2.1. Schematische Darstellung einer möglichen Inkrementtechnik

Der C-Faktor (configuration factor) spielt eine wichtige Rolle. Er gibt das Verhältnis von freier zu gebundener Oberfläche an [Feilzer et al. 1987], wobei man unter gebundener Oberfläche nicht nur die adhäsiv vorbehandelte Zahnoberfläche sondern auch angrenzende Kompositschichten versteht. Die freie Oberfläche, also die Grenze zur Luft sollte daher prozentual größer sein als die Verbundfläche. Es ergibt sich ein günstiges Verhältnis bei Klasse IV-Füllungen und ein ungünstiges spannungsreiches bei Klasse I- und V-Füllungen.

KREJCI beschreibt mit der „Umhärtetechnik“ das Auffüllen der Kavität in drei Schichten [Krejci et al. 1987]. Die erste Schicht wird zervikal eingebracht und gehärtet, danach folgen zwei, lateral an die jeweils gegenüberliegenden Kavitätenwände applizierte und einzeln gehärtete Schichten. Die Lichthärtung erfolgt gerichtet, so dass das Material auf die entsprechende Verbundfläche aufschumpfen soll. Seitlich reflektierende Lichtkeile wurden angewendet, um auch eine Schrumpfung nach zervikal zu ermöglichen [Lutz et al. 1986]. In neueren Untersuchungen wurde bewiesen, dass die positive Wirkung der Lichtkeile eher in einer verringerten zervikalen Lichtintensität zu finden ist und auf Lichtkeile verzichtet

werden kann [Lösche 1999]. Weitere Studien konnten belegen, dass die Art der Inkrementschichtung im approximalen Kasten keinen Einfluss auf die Füllungsrandqualität hat [Tjan et al. 1992, Versluis et al. 1996b]. Rein mathematische Arbeiten, wie die von VERSLUIS, sollten allerdings nicht überbewertet werden, da die Übertragbarkeit auf die klinische Situation fraglich ist.

2.3 Inserts

Eine Möglichkeit zur Optimierung von Kompositrestaurationen stellt die Verwendung von Inserts dar. Sie reduzieren den Anteil des plastischen Kompositmaterials erheblich und können damit die Polymerisationsschrumpfung der Füllung verringern. Die Schrumpfung ruft nicht nur Randspalten am Übergang zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz hervor [Asmussen & Jörgensen 1972, Eakle & Ito 1990], sondern auch Mikrofrakturen innerhalb des Kompositmaterials und des Schmelzes sowie Deflektionen der Höcker [Söderholm 1984, Pearson & Hegarty 1987]. Weitere Probleme im Zusammenhang mit direkten Kompositfüllungen findet man in den unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz. Natürliche Zähne haben einen geringeren Elastizitätsmodul als Kompositmaterial [Bowen et al. 1982], dies führt zu Spannungen innerhalb der Restauration und den Randbereichen [Feilzer et al. 1990]. Unter Temperatureinfluss kommt es durch unterschiedliche Expansionskoeffizienten zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit [Bullard et al. 1988] zu Spannungen und Expansionen, welche die marginale Integrität gefährden.

Die von BOWEN und SETZ 1986 vorgestellten Inserts dienen als Megafüller und wirken der Polymerisationsschrumpfung entgegen [Bowen & Setz 1986, Bowen 1988]. Sie kommen vor allen in den kritischen Bereichen einer Restauration zum Einsatz, d.h. in approximalen Kästen und im okklusionstragenden Anteil. Inserts werden als vorgefertigte Füllkörper verwendet, dadurch entfällt die labortechnische Herstellung von individuell gestalteten Inlays und die Restauration kann in einer Sitzung gefertigt werden. Als weitere Vorteile geben einige Autoren die gezielte und stabile Gestaltung eines Approximalkontaktes und die Verbesserung der

Okklusionsstabilität an [Rada 1993, Stachniss & Pust 1996].

Man unterscheidet verschiedene Inserts, welche ohne formkongruente Präparationsinstrumente (z.B. Beta-Quarz[®]-Inserts, Lee Pharmaceuticals; SDS[®]-Inlays, Schumacher Dental Systems) angeboten werden, von solchen, bei denen das Insert der Form des Präparationsinstrumentes weitgehend entspricht (z.B. Cerafil[®]-Inserts, Komet; Cerana[™]- Ceramic Restorations, Nordiska Dental AB; Sonicsys[®] approx, KaVo; SI plus[®], Komet). Als Werkstoffe finden vor allem Beta-Quarz-Keramik, Feldspat-Keramik und leuzitverstärkte Glaskeramik Anwendung [Federlin et al. 2000] aber auch Kompositmaterialien kommen in Frage [Appelquist & Meiers 1996].

In vielen wissenschaftlichen Studien wurden Insertsysteme untersucht und positive Ergebnisse bezüglich Randschlussverhalten, approximaler Kontaktpunktstärke und Abrasionsfestigkeit festgestellt [Bowen et al. 1989, Rada 1993, Tani et al. 1994, Landsee & Attin 1996, Eberhart et a. 1996]. Im Schmelz ist die marginale Adaptation von Kompositfüllungen mit Keramikinserts besser als das Randspaltverhalten von direkten Kompositfüllungen [Noack 1994, Bott & Hannig 1994]. Auch die Verwendung von Kompositinserts zeigte eine deutliche Verbesserung der marginalen Adaptation [Godder et al. 1994, Appelquist & Meiers 1996]. Für den Einsatz von Insertsystemen in dentinbegrenzten Kavitäten liegen kontroverse Ergebnisse vor. Einige Autoren fanden Verbesserungen der marginalen Adaptation bei der Verwendung von Keramikinserts [Godder et al. 1994], andere Autoren konnten keine Verbesserung des Randschlussverhaltens feststellen [Hannig et al. 1995]. Inserts können auch als Lichtleiter dienen, wenn sie Polymerisationslicht streuen [Lösche et al. 1993, Lösche et al. 1994].

2.4 Zahnfarbene Inlays

2.4.1 Kompositinlays

Um die Polymerisationsschrumpfung auf ein Minimum zu reduzieren, lag der Gedanke nahe, Megafüller herzustellen, welche die Kavität in ihrer Gesamtheit ausfüllen sollten [Mörmann et al. 1982, Roulet et al. 1984, Haller & Klaiber 1989]. Passgenaue Inlays begrenzen das Gesamtvolumen des zu polymerisierenden Befestigungskomposites auf die Verbundfuge. Adhäsiv befestigte Inlays aus Komposit sind neben Keramikrestorationen auf Grund ihrer mikroretentiven Anbindung an die Zahnhartsubstanz [Hickel & Kunzelmann 1992, Swift et al. 1995] ein wissenschaftlich akzeptiertes Verfahren zur Versorgung von Seitenzähnen [Roulet 1994]. Kompositinlays zeigen in verschiedenen Punkten gegenüber Keramikinlays eine bessere Primärpassung [Haas et al. 1992a, Noack 1994], eine einfachere Handhabung, geringere Fraktureigenschaften sowie ein geringeres Elastizitätsmodul. Die Herstellungskosten betragen im Vergleich zur Keramik etwa die Hälfte [Ernst et al. 1997].

Bei der Präparation ist auf divergierende Flächen nach okklusal zu achten. Es sollten abgerundete Innenflächen und scharfkantige äußere Kavitätenränder angelegt werden. In klinischen Studien wurden die Vorteile von Kompositinlays gegenüber direkten Kompositrestorationen hinsichtlich besserer Passgenauigkeit, marginaler Adaptation und längerer Haltbarkeit beschrieben [James & Yarovesky 1983, Hanning 1991]. Nach mechanischer und thermischer Belastung treten bei Kompositinlays Verschleißerscheinungen auf [Roulet et al. 1984, Sheth et al. 1988, Füllemann & Lutz 1988]. Die einfachste Möglichkeit einen Zahn mit einem Kompositinlay zu versorgen, besteht in der direkten Herstellung. Plastisches Kompositmaterial wird in die isolierte Kavität eingebracht und dort vorpolymerisiert. Das so hergestellte Inlay kann dann ausgegliedert, durchpolymerisiert und weiterbearbeitet werden.

Bei der indirekten Herstellung im Labor steht der aufwendigeren Technik (Abformung und zusätzlicher Termin) eine optimale Gestaltung der Approximal- und Kaufläche entgegen, die den restaurierten Zahn vor Fehlbelastungen schützt [Hanning 1991, Mörmann et al. 1982, James & Yarovesky 1983].

KREJCI und Mitarbeiter zeigten in einer klinischen Studie akzeptable Ergebnisse für direkte und laborgefertigte Kompositinlays [Krejci et al. 1994]. Direkte Sofortinlays zeigten zwar nach der Eingliederung deutlich bessere Randqualitätsergebnisse, nach einem Zeitraum von 30 Monaten waren diese anfänglichen Unterschiede aber nicht mehr zu beobachten. Erklärt wurden diese Unterschiede, bezüglich der Randqualität zwischen Inlay und Befestigungskomposit, mit dem Zeitverzug zwischen Herstellung und Eingliederung der laborgefertigten Kompositinlays. Dieser Zeitverzug führt zu einer Radikalverarmung [Burtscher 1993], wodurch eine weniger geeignete, passivierte Oberfläche zur Verfügung stand.

Kritische Punkte bei der Verwendung von Kompositinlays sind neben der adhäsiven Anbindung an das Dentin [Frankenberger et al. 1996, Krejci et al. 1993] auch der Verbund zwischen hochvergütetem Kompositmaterial und dem Befestigungskomposit [Reinhardt 1991a]. Durch die hohe Konversationsrate und das Fehlen einer Sauerstoffinhibitionsschicht kann nur eine geringe chemische Haftung erreicht werden [Reinhardt 1991a]. Es werden gerade bei druck- und hitzevergüteten Kompositinlays vermehrt Randspalten an der Verbundgrenze zwischen Befestigungskomposit und Kompositinlay gefunden [Bessig & Lundquist 1991, Hannig 1996].

2.4.2 CAD/CIM Inlays

Die provisorische Versorgung stark ausgedehnter Präparationen bereitet meist Schwierigkeiten; bis zur endgültigen Versorgung besteht durch die Kaubelastung in der Mundhöhle eine erhöhte Frakturgefahr [Mehl et al. 1998]. Mit der CAD/CIM Technik (CAD = computer aided design; CIM = computer integrated manufacturing) ist es möglich eine hochwertige Versorgung innerhalb einer Sitzung anzufertigen, von der Präparation bis zur Politur vergehen bei einem MOD-Inlay ca. 60 Minuten.

Die Herstellung von Provisorien und ein zweiter Termin zum Einsetzen des Werkstückes entfallen.

Diese Methode wurde von MÖRMANN und BRANDESTINI mit dem CEREC-System (Computer assisted Ceramic reconstruction) beschrieben [Mörmann 1987, Brandestini et al. 1985] und für Keramikinlays entwickelt. CAD/CIM-Inlays können aber auch aus industriell vorgefertigten Kompositblöcken hergestellt werden.

Das CEREC-System stellt eine CAD-CIM-Einheit dar, mit der Einzelzahnrestorationen hergestellt werden können. Diese können direkt („chaiside“) oder indirekt hergestellt werden, es müssen dabei immer drei Phasen durchlaufen werden:

- Drei-dimensionaler Oberflächen Scan
- CAD-Modell der Restauration
- Fertigung

1994 wurde das Cerec-2-Gerät auf den Markt gebracht. Die drei Systemkomponenten – Kamera, Rechner und Schleifeinheit – wurden verbessert. Das Bildfeld der Kamera ist 17 x 14 mm groß und wird aus 320000 Pixeln mit einer Auflösung von 25 x 29 µm aufgebaut. Die Tiefenschärfe beträgt 10 mm, als Prozessor ist ein MC 68020 mit Coprozessor in den Rechner eingebaut. Der 60-Hz-Bildschirm stellt den optischen Abdruck in 12facher Vergrößerung dar. Die Fräseinheit umfasst sechs Achsen und ist mit einer diamantierten Schleifscheibe, einem Fingerschleifer und den Aufnehmospindeln, sowie interner Wasserkühlung ausgestattet [Reiss 1996].

Per Videokamera nimmt der Zahnarzt einen optischen Abdruck mittels aktiver Triangulation, was bedeutet, dass ein dreidimensionales Objekt mit nur einem Sensor „aktiv“ erfasst wird und die Tiefenberechnung mit Hilfe der abgetasteten Parallaxewinkel erfolgt [Mörmann & Brandestini 1989]. Der Behandler muß nun die Kavitätenumrisse, approximalen Kontaktpunkte und Verlauf der Fissur mittels Trackball in das, auf dem Monitor dargestellte Bild, einzeichnen. Die mittels

Computerprogramm berechnete Inlayrestauration wird in der Schleifeinheit des CEREC-2-Gerätes mit rotierender Diamantscheibe und simultan laufendem Fingerschleifer umgesetzt. Im Gegensatz zu CEREC-1 ist es mit dem Fingerschleifer möglich ein okklusales Relief auszuformen.

Zum Einsatz kommen beispielsweise Vita Mark II Feldspatkeramik oder auch Dicor MGC Glaskeramik, sowie Paradigm Kompositblöcke. Hauptvorteil dieser Blöcke ist die Homogenität des Materials, da der industrielle Fertigungsprozess gegenüber zahntechnischen Laborschritten Verarbeitungsfehler minimiert. Keramik ist in ihren physikalischen und chemischen Eigenschaften dem Zahnschmelz ähnlicher als Kompositmaterial [Kullmann & Pöttgers 1984, Hobo & Iwata 1985]. Die in dieser Studie verwendete Vita Mark II Keramik zeichnet sich durch kleine Partikelgröße aus. Diese bedingen geringere Porositäten, geringere Abrasion und gute Polierbarkeit.

Im Vergleich von gefrästen und laborgefertigten Keramikinlays zeigten Laborwerkstücke geringere Randspaltbreiten [Thordrup et al. 1991]. Bei gefrästen Restaurationen wurden mit Komposit aufgefüllte Randspaltbreiten von 36 – 337 μm im Schmelz nachgewiesen [Peters & Bieniek 1991], andere Autoren ermittelten Werte von 50 – 99 μm [Inokoshi et al. 1992], 88 – 116 μm [Isenberg et al. 1992] und 93 – 105 μm [Haas et al. 1992b]. Die Schleifpräzision von CAD/CIM-gefertigten Inlays bildet eine entscheidende Voraussetzung für eine gute Passgenauigkeit, die Weiterentwicklung des CEREC-2-Gerätes konnten eine Verbesserung der Präzision um 30 % gegenüber dem Cerec-1-Gerät erzielen [Schug et al. 1995]. Überlebensraten von 95 % werden bei Keramikrestaurationen in der Literatur für eine Zeitraum von 5 Jahren angegeben [Walther et al. 1994, Mörmann & Krejci 1992], nach durchschnittlich 7,5 Jahren liegen diese Werte bei 91 % [Reiss & Walther 1998]. Auch nach 11,5 Jahren können Autoren die Überlebensrate von Keramikinlays mit 95 % angeben [Fuzzi & Rappel].

2.5 Adhäsive Befestigung von zahnfarbenen Restaurationen

Zahnfarbene Inlayrestaurationen müssen adhäsiv eingesetzt werden. Dieses Verfahren bietet trotz arbeits- und zeitintensiver Verarbeitung entscheidende werkstoffliche und klinische Vorteile gegenüber den herkömmlichen Zementen (Glasionomer-, Zink-Phosphat-, Polycarboxylatzementen).

Durch adhäsive Anbindung von zahnfarbenen Restaurationen kann neben einer Stabilisierung des restaurierten Zahns [Morin et al. 1988, Deiß 1997] auch ein randspaltfreier Verbund erzielt werden [Krejci 1990a].

Man kann den adhäsiven Verbund in vier Grenzflächen einteilen [Roulet 1994]:

- Schmelz-Befestigungskomposit-Verbund
- Dentin-Befestigungskomposit-Verbund
- Keramik-Befestigungskomposit-Verbund
- Komposit-Befestigungskomposit-Verbund

Der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz (Schmelz und Dentin) und Komposit wurde in den Kapitel 2.2.1. und 2.2.2. bereits beschrieben. Es können mit Befestigungskompositen Haftwerte von 16 - 21 MPa im angeätzten Schmelz erzielt werden. Diese Werte liegen im Bereich der Eigenfestigkeit des Schmelzes [Janda 1996]. Im Dentin hingegen können mit Befestigungskompositen allein keine ausreichenden Werte erreicht werden, daher ist der Einsatz von Dentinhaftmitteln notwendig. Mit Adhäsivsystemen wurden bei Scherkraftversuchen Haftwerte über 30 MPa gefunden [Kunzelmann et al. 1994]. Für das verwendete Adhäsivsystem Scotchbond One und RelyX ARC gibt der Hersteller eine 24-h Scherhaftung von Keramikmaterial auf Schmelz und Dentin mit 24 MPa an. Für die in dieser Studie verwendeten CAD/CIM Polymer Ceramic Blocks in Kombination mit Scotchbond One/RelyX ARC liegen diese Werte bei 27 MPa an Schmelz und 18 MPa an Dentin [Technisches Produktprofil, 3M].

Der Verbund zwischen Keramik und Befestigungskomposit ist geprägt durch

chemische und mikroretentive Verankerungen. Zur Vergrößerung der retentiven Oberfläche wird Ätzung mittels Flusssäure empfohlen [Calamia 1984, Hofmann et al. 1993b]. Die Säure sollte mindestens 60 s einwirken, da durch zu kurze Ätzzeiten keine ausreichende Oberflächenstruktur gewährleistet wird [Sindel & Kunzelmann 1993]; durch eine Verlängerung des Einwirkens der Säure auf 90 s können hingegen Mikrorisse entstehen [Yen et al. 1993]. In der Literatur wurde diskutiert, ob eine Flusssäure-Ätzung generell notwendig ist [Hofmann et al. 1993b], da es sich um eine nicht unbedenkliche Chemikalie handelt. Ergebnisse von Scherkraftversuchen lassen darauf schließen, dass auf eine Flusssäurevorbehandlung verzichtet werden kann, eine Silanisierung der angerauten Oberfläche allerdings immer notwendig ist [Hayakawa et al. 1992].

Die Vorbehandlung der Keramik mit Silanen ermöglicht den chemischen Verbund zwischen Befestigungskomposit und Keramik [Calamia 1984, Roulet & Herder 1989] und führt zu einer signifikanten Zunahme der Verbundfestigkeit [Müller 1988, Sheth et al. 1988]. Durch eine Silanisierung entsteht eine reaktive Oberfläche, das hydrolysierte Silan reagiert mit freien Hydroxylgruppen der silikatischen Keramikoberfläche [Albers & Lechner 1991].

Im Gegensatz zur Keramik können bei adhäsiv eingesetzten Kompositinlays Verbundprobleme zum Befestigungskomposit auftreten [Krämer et al. 1996]. Mit Hilfe von Scherversuchen wurde nach Vorbehandlungsmethoden gesucht, um dieser Problematik entgegenzuwirken [Ernst et al. 1997]. Die Anätzung (Flusssäure) der Kompositklebefläche mit anschließender Silanapplikation ermöglicht höhere Haftwerte (31,5 MPa) als die alleinige Silanisierung (23,2 MPa) [Kunzelmann et al. 1994].

Um Kontaminationen zu vermeiden und möglichst große Haftwerte zu erlangen, sollte die Keramikverbundfläche erst direkt vor dem Einsetzen geätzt und silanisiert werden [Roulet et al. 1995]. Vor der Polymerisation des Befestigungszementes sollte sauerstoff-abweisendes Glycerinöl auf die Verbundfuge appliziert werden, da durch die Applikation eine unvollständige Polymerisation (Sauerstoffinhibition) vermieden werden kann [Bergmann et al. 1992].