

## 2 Literaturübersicht

### 2.1. Füllungstherapie

#### 2.1.1. Aufgaben und Prognose der Füllungstherapie

Nach *Black* (Black, 1914) dient die „instrumentelle Behandlung der den Zähnen durch Karies zugefügten Schäden ... der Instandsetzung des restlichen Teils des Zahnes, dem Tragen einer die ursprüngliche Zahnform wiederherstellenden Füllung, der Sicherung der Widerstandsfähigkeit dieser Füllung und der Verhinderung des Auftretens einer erneuten Karies an derselben Zahnfläche“. Diese Aufgaben treffen auch aus heutiger Sicht auf die Füllungstherapie zu. Moderne Füllungsmaterialien und Methoden der Zahnreinigung ermöglichen ein substanzschonendes, minimal invasives Vorgehen bei der Kavitätenpräparation (Osborne und Summitt, 1998). Der Prävention von Sekundärkaries und Parodontitis durch perfekte Randgestaltung kommt eine hervorragende Bedeutung zu (Ernst et al., 2002).

Die Prognose einer füllungstherapeutischen Maßnahme ist von vielen Faktoren und natürlich vom angelegten zeitlichen Maßstab abhängig. Die Forderung *Blacks* (Black, 1914) nach lebenslangem Halt der Füllung steht im krassen Gegensatz zur deutlich realistischeren und damit geringeren Forderung im heutigen klinischen Alltag.

Der langfristige Therapieerfolg wird nach *Hickel* (Hickel, 1997) von folgenden Faktoren beeinflusst:

- *Füllungsmaterial per se*: Amalgamfüllungen zeigten in zahlreichen klinischen Studien mit Beobachtungszeiträumen von bis zu 20 Jahren eine jährliche Verlustrate von 0 – 7 % (Allen, 1969; Cichon und Kerschbaum, 1999; Jokstad und Mjör, 1991; Kreulen et al., 1998; Lavelle, 1976; Letzel et al., 1997; Letzel et al., 1989; Mair, 1998; Osborne et al., 1991; Pieper et al., 1991; Smales, 1991; Welbury et al., 1990). Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich hingegen wiesen jährliche Verlustraten von 0 – 9 % in Studien mit erheblich kürzeren Beobachtungszeiträumen auf (Barnes et al., 1991; Freilich et al., 1992; Helbig et al., 1998; Lösche, 1996; Lundin und Koch, 1989). Allerdings wurden in den letzten

Jahren Langzeitstudien mit sehr guten Überlebensraten bei Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich publiziert (Pallesen, 2005; Wilder et al., 1999).

Weitere aufschlussreiche, vergleichende Studien sind bei *Mjör, Moffa und Smales* zu finden (Mjör, 1989; Mjör und Jokstad, 1993; Moffa, 1989; Smales et al., 1990).

- *Größe, Form und Lokalisation* der Füllung: Einflächige Füllungen sind grundsätzlich langlebiger als mehrflächige (Allen, 1969; Bentley und Drake, 1986; Crabb, 1981; Kamann und Gängler, 1999; Krämer et al., 1994; Lehner et al., 1998; Wilson et al., 1996), Kompositfüllungen in Prämolaren zeigten bessere klinische Resultate als Füllungen in Molaren (Guertsen und Schoeler, 1997; Pallesen und Qvist, 2003; Scheibenbogen-Fuchsbrunner et al., 1999).
- *Verarbeitung und Applikation* des Materials: Verarbeitungsfehler bei der Anwendung von Adhäsivsystemen führen zu signifikant schlechteren Füllungsrandern (Peschke et al., 2000).
- *Behandler*: Die Erfahrungen und vor allem Fertigkeiten des Behandlers haben einen großen Einfluss auf die Prognose einer Füllung (Bouillaguet et al., 2002; Finger und Balkenhol, 1999; Miyazaki et al., 2000).

### **2.1.2. Ursachen klinischer Misserfolge**

Sechzig Prozent der zahnärztlichen Tätigkeit dient dem Austausch von Füllungen (Mjör, 1989). Die Gründe dafür liegen in:

- der Entstehung von Sekundärkaries als Folge unzureichender marginaler Adaptation des Füllungsmaterials (Blunck, 1987; Burke et al., 1999; Letzel, 1989; Moffa, 1989; Pallesen und Qvist, 2003);
- dem durch Randspalten ermöglichten Eindringen kariogener Noxen, was zur Entzündung und irreversiblen Schädigung der Pulpa führen kann (Brännström und Vojinovic, 1976; Costa et al., 2000; Eriksen und Buonocore, 1976; Jokstad und Mjör, 1991);
- und die unzureichende Abrasionsfestigkeit und Kantenstabilität des Füllungsmaterials (Raskin et al., 1999).

Weiterentwicklungen der zahnfarbenen Füllungswerkstoffe haben in den letzten Jahren zu abrasionsstabileren Materialien geführt (Condon und Ferracane, 1997; Lim et al., 2002; Söderholm et al., 2001).

## 2.2. Kompositmaterialien

### 2.2.1. Aufbau

Zahnärztliche Kunststoffe bestehen aus mindestens zwei chemisch unterschiedlichen Komponenten, nämlich der organischen Phase (Matrix) und der dispersen Phase (Füllkörperanteil) sowie einer klar abgrenzbaren Verbundschicht (Lutz et al., 1983; Phillips, 1981).

#### 2.2.1.1. Organische Phase

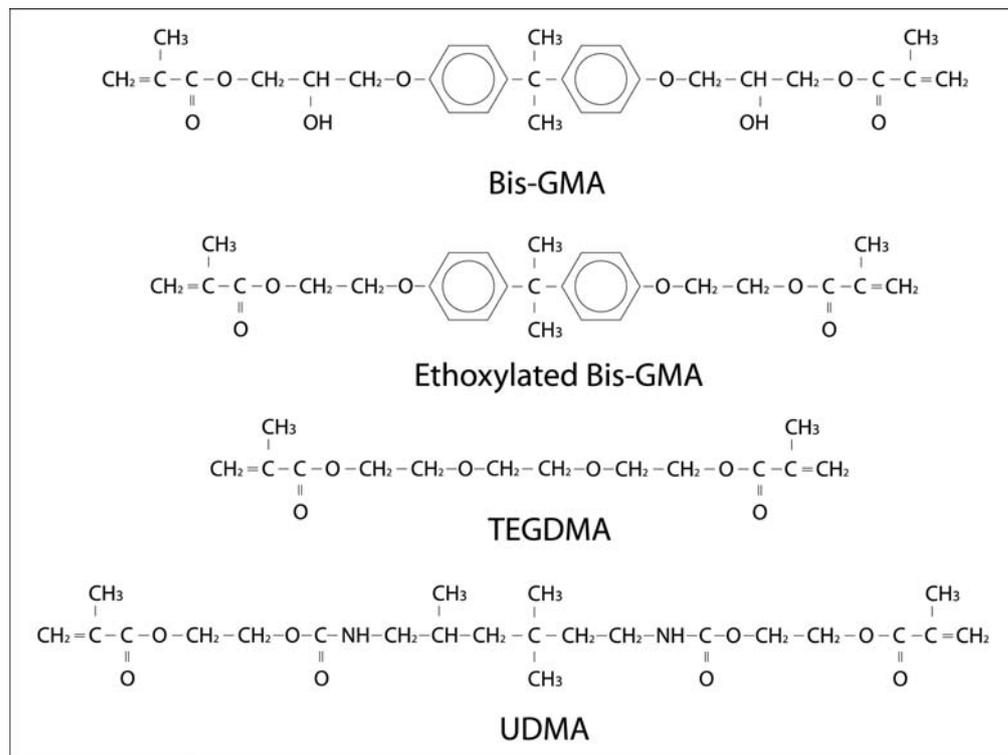


Abb. 2.1: Monomere

Um die Verarbeitungseigenschaften eines Komposits zu verbessern, werden dem hochmolekularen hochviskösen Monomer so genannte Verdünnermonomere wie UDMA (Urethan-Dimethacrylat) oder TEGDMA (Triethylenglykol-Dimethacrylat) zugesetzt (Janda, 1988). Dieser Vorgang verändert insofern wichtige werkstoffkundliche Parameter, als die Konversionsrate steigt (Asmussen, 1982; Ferracane und Greener, 1986; Reed et al., 1997).

Asmussen et al. fanden 1998 in ihren Untersuchungen zum Einfluss verschiedener Monomeranteile in Bis-GMA / UDMA / TEGDMA-Mischungen, dass eine Steigerung des TEGDMA bzw. UDMA-Anteils zu einer Erhöhung der

Zugfestigkeit führt, während eine höhere Biegefestigkeit mit einem größeren UDMA-Anteil einhergeht. Die Biegefestigkeit verringerte sich allerdings bei Erhöhung des TEGDMA-Anteils. Das Elastizitätsmodul wurde nach Zugabe von UDMA kleiner. Die höheren Zug- und Biegefestigkeitswerte lassen sich durch die höhere Konversionsrate erklären. Das Komposit mit dem höchsten E-Modul bestand aus gleichen Anteilen von Bis-GMA und TEGDMA, während das abrasionsstabilste Komposit zu 30% aus TEGDMA und 70% UDMA bestand (Asmussen und Peutzfeldt, 1998). *Chowdhury et al.* entwickelten eine aus TEGDMA und UDMA zusammengesetzte Matrix und erreichten damit allerdings nur geringfügig verbesserte Vernetzungseigenschaften im Vergleich zu Bis-GMA / TEGDMA-Mischungen (Chowdhury et al., 1997).

Der Einsatz von so genannten expandierenden Monomeren wird seit einer ersten diesbezüglichen Untersuchung (Thompson et al., 1979) wieder stärker diskutiert, nachdem neuere Studien zeigen konnten, dass das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung mit Hilfe dieser Stoffgruppe verringert werden kann (Byerley et al., 1992; Krenkel et al., 1999; Stansbury, 1992). *Kaufmann et al.* erklären diesen Effekt mit der nicht unproblematischen Annahme, dass diese Komposite nicht vollständig aushärten (Kaufmann et al., 1999).

Um die für den klinischen Erfolg so bedeutsame Schrumpfung zu verringern, wurden vor allem In-vitro-Untersuchungen mit Multifunktionsmonomeren und Flüssig-Kristall-Monomeren oder Ketten-Transfer-Molekülen durchgeführt. Im Ergebnis konnten die linearen Schrumpfungswerte um ein Drittel reduziert und die Kontraktionskräfte um 20 % verringert werden (Condon und Ferracane, 2000; Peutzfeldt, 1997; Peutzfeldt, 1997).

Einen weiteren Ansatz zur Verbesserung der Materialeigenschaften des Komposits stellen die so genannten hydrophoben Monomere dar: Modifikationen des klassischen Bis-GMA durch den Einbau von  $\text{CH}_3$  - oder F-Gruppen resultieren in einer geringeren Resorption von Wasser, einem Anstieg der Konversionsrate und einem erhöhten Elastizitätsmodul (Ferracane, 1999). Des Weiteren sind der Matrix so genannte Polymerisationsinhibitoren zugesetzt. Diese beinhalten häufig Methoxyhydrochinon und dienen der Verbesserung der Lagerfähigkeit des Kompositmaterials, indem sie eine vorzeitige Polymerisation verhindern. Farbstabilisatoren wie z.B. 2-(2'-hydroxy-5'-methylphenyl)benzotriazol absorbieren UV-Wellen und verhindern somit eine Verfärbung der Matrix (Craig, 1981).

### 2.2.1.2. Disperse Phase

Um vor allem die Werkstoffparameter Verschleißfestigkeit und Polymerisationsschrumpfung eines Komposits positiv zu beeinflussen, werden Füllstoffe hinzugegeben (*disperse Phase*) (Bowen, 1979; Ehrnford, 1983). Typische Füllstoffe sind amorphe Quarze, Bariumglas, Strontiumglas und Zirkoniumoxyd. Die Teilchengröße variiert von 0,01 bis 200  $\mu\text{m}$  bei durchschnittlich 44-83 Vol% (Ferracane, 1999; Khan et al., 1992). Darauf basierend lässt sich nach Lutz 1983 folgende Einteilung der Füller treffen:

- Makrofüller (0,5 – 5  $\mu\text{m}$ )
- Mikrofüller (0,01 - 0,04  $\mu\text{m}$ )
- Mikrofüllerkomplexe (0,8 – 200  $\mu\text{m}$ ).

Die aus Siliziumdioxid bestehenden Mikrofüller entstehen bei der Pyrolyse flüchtiger Siliziumhalogenide (Craig, 1981). Ein homogenes hochgefülltes Mikrofüllerkomposit kann allerdings aufgrund seiner hohen Viskosität nur schlecht verarbeitet werden (Lambrechts und Vanherle, 1983; Lutz und Phillips, 1983). Daher wurden Mikrofüllerkomplexe entwickelt, die aus splitterförmigen, sphärischen oder agglomerierten Vorpolymerisaten bestehen und eine gute Verarbeitung bei geringer Polymerisationsschrumpfung ermöglichen. Weiterentwicklungen haben zu so genannten nanoporösen Füllern geführt, die erstmals 1993 von *Seghi et al.* (Seghi et al., 1993) beschrieben wurden. Der Entstehungsprozess dieser Füller beginnt mit der Säurekatalyse von hydrolysiertem Tetraethylorthosilikat, wobei ein Gel entsteht. Das Gel wird im weiteren Verlauf getrocknet und später gemahlen. Es entstehen Partikel mit einem Durchmesser von ca. 15  $\mu\text{m}$ , einem Porenvolumen von 10-60 % und einer Porengröße von 1-2 nm (Ferracane, 1999). *Luo et al.* fanden in Untersuchungen mit dieser Art von Füllstoffen heraus, dass bei der Silanisierung der Füllstoffe, die Poren verstopfen, was zu einem verminderten Eindringen des Monomers führt. Wurden die Füller jedoch nicht silanisiert, sondern mit Flusssäure geätzt, erzielten die Autoren einen so genannten nanomechanischen Verbund zwischen Füllstoff und Matrix, der offensichtlich nicht der Hydrolyse unterliegt (Luo et al., 1998).

Klinisch hat sich ein Vertreter dieser Materialgruppe aufgrund von Frakturen im Material nicht bewährt (Ernst et al., 2001; Hannig und Bott, 2000).

Im Gegensatz dazu scheint sich die Entwicklung von so genannten Nanofüller-Kompositen klinisch zu bewähren (Ernst et al., 2005). Nanofüller-Komposite sind aufgebaut aus freien Nanomeren (20-75 nm) und agglomerierten Nanoclustern (Clustergröße 0,6-1,4 µm bei einer Einzelpartikelgröße von 5-75 nm). Sie wirken sich im Gegensatz zu früheren Kleinstteilchen nicht verdickend auf die Matrix aus, was ihre gute klinische Verarbeitbarkeit ausmacht (DeTrey, 2003). Durch die Kombination mit 1 µm großen Glasfüllkörpern lässt sich eine optimale Raumaufteilung erreichen und die Vorteile eines hochgefüllten Komposits, wie die Erhöhung der Bruchfestigkeit, der Oberflächenhärte und damit der Abrasionsstabilität und natürlich eine starke Verminderung der unerwünschten Polymerisationsschrumpfung (gegenüber konventionellen Kompositen bis zu 50 %), kommen zur Geltung (Mitra et al., 2003).

#### 2.2.1.3. Verbundphase

Die Oberfläche der Füllkörper wird mit organischen Siliziumverbindungen (Silanen) beschichtet, um einen chemischen Verbund (Verbundphase) von organischer Matrix und anorganischen Füllkörpern herzustellen. Ursprünglich wurden die Füllstoffpartikel lediglich in die Kunststoffmatrix inkorporiert, resultierend in einem Komposit mit unzureichenden mechanischen Eigenschaften. Die Silane dienen daher aufgrund ihres bifunktionellen Verhaltens als Haftvermittler zwischen den Füllkörpern und der organischen Matrix. Die Methoxygruppen reagieren im feuchten Milieu mit dem Silizium der Partikeloberfläche unter Bildung von Si-O-Si-Bindungen. Diese werden bei der Polymerisation des Komposits mit einbezogen (Bowen, 1979; Roulet, 1986; Viohl, 1985).

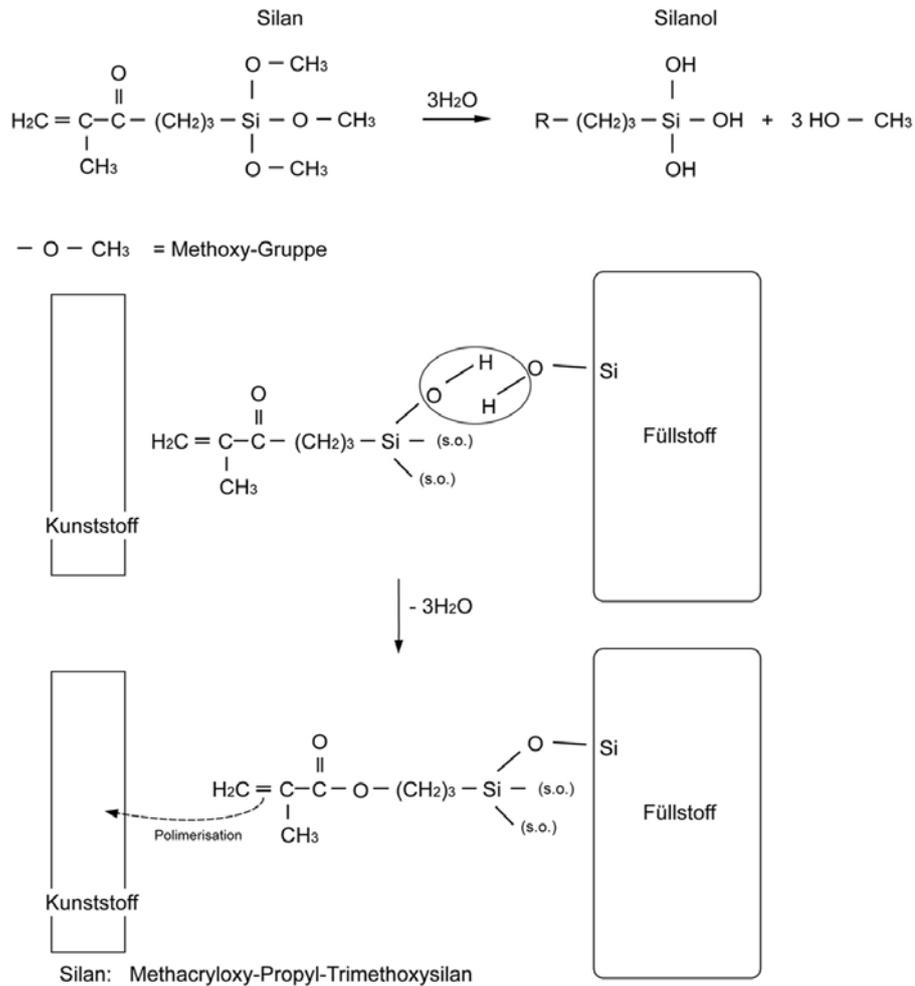


Abb. 2.2: Grafik Silanisierung angelehnt an Janda (Janda, 1988)

Mit Hilfe dieser Vorbehandlung wird nicht nur der Verbund, sondern auch die Benetzbarkeit der Füllstoffe verbessert, was eine Verlagerung der Belastung von der schwächeren Matrix auf den stabileren Füllstoffanteil bewirkt (Lutz et al., 1983). Die physikalischen Eigenschaften des Komposits werden mit zunehmendem Füllstoffanteil verbessert (Janda, 1988; Söderholm, 1988). Die Verbundphase ist allerdings auch insofern eine große Schwachstelle, als sie im Mundmilieu der Hydrolyse unterliegt (Lutz et al., 1983; Roulet et al., 1984).

### 2.2.2. Klassifikation

Art, Größe und Zusammensetzung der Füllstoffe variieren erheblich und beeinflussen in hohem Maße die Eigenschaften des Komposits (Chung, 1990; Janda, 1988; Lutz et al., 1983; Willems et al., 1993). Folgerichtig basieren die meisten Klassifikationen auf der Art und dem Anteil der verwendeten Füllstofftypen.

*Lutz* (Lutz et al., 1983) unterteilt die Komposite in folgende vier Systeme:

- konventionelle Komposite;
- homogene Mikrofüllerkomposite;
- inhomogene Mikrofüllerkomposite und
- Hybrid-Komposite.

Konventionelle Komposite sind die ältesten ihrer Art und finden aufgrund ihrer geringen Verschleißfestigkeit, unzureichenden Polierbarkeit und demzufolge ungenügenden Ästhetik kaum noch Verwendung (Janda, 1988; Krejci und Lutz, 1986; Lutz et al., 1983). Das entscheidende Problem ist der große Unterschied im Härtegrad zwischen Matrix und Füllkörpern. Es kommt sehr schnell zum Herauslösen der Füllkörper und damit zur Zunahme der Oberflächenrauigkeit, was wiederum die Einlagerung von Farbpigmenten begünstigt.

Die inhomogenen Mikrofüllerkomposite sind den homogenen Mikrofüllerkompositen vorzuziehen, da letztere durch den hohen Anteil von Kleinstpartikeln eine schwer zu verarbeitende Konsistenz aufweisen. Ein homogenes Mikrofüllerkomposit von verarbeitbarer Konsistenz konnte letztendlich nie hergestellt werden. Bessere Verarbeitbarkeit bei gleich guter Polierbarkeit und guter Verschleißfestigkeit zeigen die inhomogenen Mikrofüllerkomposite, ihrer Matrix werden vorpolymerisierte Mikrofüllerkomplexe zugesetzt. Allerdings zeigen sie eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung und einen größeren thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Krejci und Lutz, 1986).

Hybrid-Komposite vereinigen in gewisser Weise die jeweiligen positiven Eigenschaften der mikro- bzw. makrogefüllten Komposite. Sie sind durch gute Polierbarkeit und eine akzeptable Verschleißfestigkeit gekennzeichnet (Roulet,



### 2.2.3. Materialeigenschaften

Die **Polymerisationsschrumpfung** kann als zentrales Problem der Komposite angesehen werden. Bei der Verknüpfung der Monomere zu Makromolekülen kommt es zu einer materialspezifischen Volumenabnahme von 1,5 bis 7,1 Vol.% (Bausch et al., 1982; Davidson et al., 1984; Feilzer et al., 1987). Das Ausmaß der Kontraktion ist von verschiedenen Faktoren, wie der Zusammensetzung des Monomers (s.o.), dem Füllstoffgehalt, der Konversionsrate und dem Initiatorgehalt abhängig (Asmussen, 1975; Eick et al., 1993; Janda, 1988). Die Richtung der Kontraktion ist insofern vom Härtungsmechanismus abhängig, als chemisch härtende Komposite in Richtung ihres Massezentrums schrumpfen, während lighthärtende Komposite auf die Lichtquelle zuschrumpfen (Lutz et al., 1986). Andere Autoren widerlegten diese Aussage und zeigten, dass das Komposit zur Kavitätenwand hin schrumpft und daher von der Kavitätenform bzw. der Schichttechnik erheblich beeinflusst wird (Versluis et al., 1998). Die aus der Kontraktion resultierenden Spannungen, die an der Grenzfläche zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial entstehen, führen trotz des Einsatzes wirksamer Haftvermittler zu Randspalten und damit langfristig zum Versagen der Versorgung (Abdalla und Davidson, 1993; Bowen, 1967; Bowen et al., 1983; Davidson et al., 1984; Ferrari und Davidson, 1996; Hilton und Ferracane, 1999). Das Hauptaugenmerk bei der Weiterentwicklung der Komposite sollte daher auf die Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung gelegt werden.

Zum **Fließverhalten** (Flow) der Komposite ist zu bemerken, dass diese Eigenschaft die auftretenden Kräfte bei der Polymerisationsschrumpfung zum Teil kompensieren kann. Während des Abbindevorganges treten initial kaum Spannungen auf, da der Vernetzungsgrad noch sehr gering und das Komposit elastisch verformbar ist. Erst im späteren Reaktionsverlauf bilden die Ketten ein dichtes Netzwerk, was die Elastizität des Komposits dann herabsetzt (Davidson et al., 1984).

Ein wichtiger, auf das Ausmaß der kompensierbaren Schrumpfungsspannung Einfluss nehmender Faktor ist die Größe der zu freier Kontraktion fähigen Oberfläche (Bowen, 1967; Davidson und De Gee, 1984). Der C-Faktor gibt an, in welchem Verhältnis die gebundenen zu den ungebundenen Flächen in einer

Restauration stehen (Abb. 2.3) und lässt, verglichen mit den Haftwerten zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz eine Prognose über die Haltbarkeit der Versorgung zu (Feilzer et al., 1987; Kuijs et al., 2003; Yoshikawa et al., 2001; Yoshikawa et al., 1999).

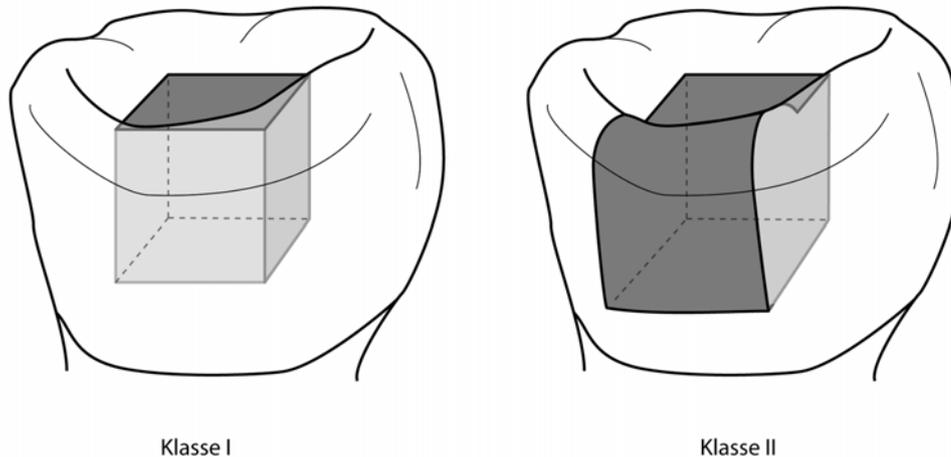


Abb. 2.3: Grafik C-Faktor (helle Flächen = gebundene Flächen, dunkle Flächen = ungebundene Flächen einer Kavität)

Um den C-Faktor einer zu versorgenden Kavität günstig zu beeinflussen, werden Kompositmaterialien geschichtet. Einige Studien zur Schichttechnik untersuchten jeweils den Einfluss der Art der Schichtung auf den Komposit-Substrat-Verbund. Größtenteils konnten deutlich bessere Randverhältnisse geschichteter Füllungen im Vergleich zu Füllungen, die in einem Stück gelegt wurden (Bulktechnik), erzielt werden (Bouschlicher et al., 1997; Lopes et al., 2004). Allerdings konnten *Versluis et al.* in ihrer Finite-Elemente-Studie den Vorteil der Inkrementtechnik gegenüber der Bulktechnik nicht bestätigen (Versluis et al., 1996).

Bei der photoinitierten Polymerisationsreaktion kann aufgrund des rasanten Verlaufes der Verkettung und der damit verbundenen Verminderung der Fließfähigkeit kaum eine Reduktion des Kontraktionsstress erzielt werden. Dieser Effekt tritt besonders bei hohen Lichtintensitäten auf (Bouschlicher et al., 1997; Feilzer et al., 1988; Feilzer et al., 1995; Lösche et al., 1993; Lösche, 1999; Mehl et al., 1997). Insofern schien die Entwicklung so genannter Soft-Start-Polymerisationslampen dieses Problem lösen zu können. Allerdings erscheinen die Ergebnisse zahlreicher In-vitro-Studien widersprüchlich (Hasegawa et al., 2001; Yoshikawa et al., 2001). Die in zwei klinischen Studien gewonnenen

Erkenntnisse konnten einen Vorteil durch Soft-Start-Polymerisation nicht bestätigen (Brackett et al., 2002; Oberländer et al., 1999).

Das **Elastizitätsmodul** eines Materials ist eine Konstante, die das Verhältnis von Spannung zur Dehnung bei Belastung beschreibt. Je höher das Elastizitätsmodul, desto geringer ist die Verformung, die bei einer flächenbezogenen Kraft auftritt. Komposite haben Werte von 5 000 – 27 000 MPa (Roulet, 1988; Willems et al., 1993).

Im Vergleich dazu liegen die Werte von Schmelz und Dentin bei 87 680 bzw. 24 000 MPa (Urabe et al., 2000).

Für den Einsatz im Frontzahnggebiet sind Komposite mit geringem Elastizitätsmodul sehr gut geeignet. *Kemp-Scholte et al.* konnten 1990 zeigen, dass sich ein geringes Elastizitätsmodul in Klasse-V-Kavitäten günstig auf die Randqualität auswirkt, da die Kontraktionsspannungen weitgehend kompensiert werden (Kemp-Scholte und Davidson, 1990). In Seitenzahnkavitäten würden Materialien mit geringem Elastizitätsmodul den Verformungen durch die auftretenden Kaukräfte kaum standhalten und den Randschluss gefährden. Daher sollten Seitenzahnkomposite ein dem Dentin angenähertes Elastizitätsmodul aufweisen (Willems et al., 1993).

Zahnhartsubstanz und Komposit unterscheiden sich im **thermischen Ausdehnungsverhalten** voneinander. Der lineare thermische Ausdehnungskoeffizient ( $\alpha$ ) gibt die relative Längenänderung eines Materials bei einer Temperaturänderung von 1°K an.

Bei Kompositmaterialien variiert dieser Wert abhängig vom Füllstoffgehalt zwischen 17,4 und  $83,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$  (Dermann et al., 1979; Kullmann und Pötters, 1984; Yamaguchi et al., 1989); in Schmelz und Dentin liegt er bei 8 bis  $10 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$  (Stettmaier et al., 1978). Diese Unterschiede führen bei Temperaturwechselbelastungen unweigerlich zu einer starken Beanspruchung des Verbundes zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz, die sich in Beeinträchtigungen der Randqualität und in Perkolationsphänomenen bemerkbar machen kann (Bullard et al., 1988; Koike et al., 1990; Momoi et al., 1990; Torstenson und Brännström, 1988).

Kompositmaterialien dehnen sich infolge Wasseraufnahme aus. Dieser Vorgang wird als **hygroskopische Expansion** bezeichnet. In der organischen Phase dringen Wassermoleküle durch die Monomerketten hindurch ein und verursachen deren Aufspaltung. Dies führt zu Beeinträchtigungen der mechanischen Eigenschaften der Komposite.

*Söderholm et al.* wiesen nach, dass aus den Füllpartikeln Ionen austreten und an den Grenzflächen Mikrospalten entstehen (Söderholm, 1988).

Gleichzeitig wird diskutiert, ob eine Expansion die Polymerisationsschrumpfung ausgleichen könnte (Bowen et al., 1982; Feilzer et al., 1990; Hansen und Asmussen, 1989; Koike et al., 1990). *Frankenberger* konnte diese Annahme nur für Dentinadhäsive in Kombination mit Kompomeren bestätigen. In seiner Studie ließ die Haftkraft des Dentin-Komposit-Verbundes nach 90 Tagen Wasserlagerung und Thermocycling der Proben nach, die Werte der Kompomer-Adhäsivsysteme stiegen deutlich an, was aber nur auf den durch die Materialquellung auftretenden Verkeilungseffekt zurückzuführen ist (Frankenberger et al., 1996).

#### **2.2.4. Klinische Anwendung von Kompositen**

Für den Einsatz von Kompositen im Frontzahnbereich (Boer, 1998; Lutz et al., 1984), als Fissurenversiegler (Ferrazini, 1996), bei der Versorgung von Zahnhalsdefekten (Perdigao et al., 2001; Van Meerbeek et al., 1994), als Schienungsmaterial in Parodontologie und Traumatologie (Frankenberger et al., 1999) sprechen die guten Ergebnisse zahlreicher klinischer Studien. Die Erweiterung der Indikation der Komposite als zuverlässiges Füllungsmaterial in den Seitenzahnbereich, steht im Zentrum der gegenwärtigen Forschung. Während *Söderholm* noch 1995 lange klinische Überlebensraten von Seitenzahnrestorationen mit Dentinbeteiligung aufgrund der vielen ungeklärten Fragen für unsicher hielt (Söderholm, 1995), erweiterten in den folgenden Jahren viele Forscher die Indikation von Komposit auf die Klassen I und II, sofern die Kavität klein und schmelzbegrenzt war (Ferrari und Davidson, 1996). Mit der Entwicklung der Mikrohybridkomposite fand der eigentliche Durchbruch statt (Hickel und Staehle, 1998). Willems et al. schlagen folgende klinisch relevante Materialeigenschaften als Standardkriterien zur Bewertung potentieller Seitenzahnkomposite vor:

- E-Modul

- Intrinsische Oberflächenrauigkeit
- Oberflächenhärte
- Radioopazität
- Druckfestigkeit.

Die Arbeitsgruppe hält moderne Kompositmaterialien aufgrund ihrer werkstofflichen Eigenschaften für den Einsatz im Seitenzahnbereich durchaus geeignet (Willems et al., 1993; Willems et al., 1993; Willems et al., 1991). Dem uneingeschränkten Einsatz steht allerdings das Problem der dauerhaften marginalen Integrität entgegen (Abdalla und Davidson, 1993; Beznos, 2001; Burke et al., 1999; Dietschi et al., 1995; Opdam et al., 1998).

Eine Übersicht über klinische Studien im Seitenzahnbereich befindet sich im Anhang Kapitel 11.2.

### **2.3. Adhäsion von Kompositmaterialien**

Prinzipiell beruht die Adhäsion eines Stoffes auf einem engen Kontakt zum Substrat, um molekulare Anziehungskräfte und mikromechanische Verankerung zu ermöglichen. Damit ein solcher Kontakt zustande kommt, muss die Oberflächenspannung des Adhäsivs kleiner oder gleich der kritischen Oberflächenspannung des zu benetzenden Substrates sein (Erickson, 1992).

#### **2.3.1. Schmelz**

Der ausgereifte menschliche Zahnschmelz besteht zu 95 Vol% aus azellulärer anorganischer Substanz, zu 1 Vol% aus einer organischen Matrix und zu 4 Vol% aus Wasser.

Das kristalline Gefüge - in die Matrix eingebettet - entsteht aus Hydroxylapatit, dessen  $\text{OH}^-$ -Ionen durch  $\text{F}^-$  bzw.  $\text{Cl}^-$ -Ionen ausgetauscht werden können. Der größte Anteil des Wassers ist an die Apatitkristalle gebunden und bildet um diese eine Hydratationsschale, während sich der geringere Anteil frei verfügbar in der organischen Matrix befindet (Schroeder, 2000).

Mikromorphologisch lassen sich Schmelzprismen mit einem Durchmesser von 4 bis 7  $\mu\text{m}$  erkennen (Gwinnett, 1992; Radlanski et al., 1988). Es handelt sich bei dieser Struktur um das gemeinsame Produkt nebeneinanderliegender

Ameloblasten, deren unterschiedlich ausgerichtete Sekretionsfelder ineinandergreifen und somit eine Differenzierung des Schmelzes in Prismenstäbe, interprismatischen bzw. Zwischenstab-Schmelz und Prismenscheide (organische Matrix) zulassen (Schroeder, 2000).

Im Verlauf der Prismen von der Schmelz-Dentin-Grenze zur Schmelzoberfläche zeigen diese eine zunehmende Schräglage. Bezüglich der anatomischen Zahnkrone treten sie zervikal fast senkrecht und koronal eher schräg an die Oberfläche (Radlanski et al., 1988). In Grübchen, Fissuren und im Zahnhalsgebiet des bleibenden Zahnes und bei Milchzähnen existieren Areale prismenfreien Schmelzes, welcher in der Endphase der Amelogenese entsteht (Gwinnett, 1966; Gwinnett, 1967; Schroeder, 2000). Auf der Oberfläche des in die Mundhöhle ragenden Zahnes bildet sich ein Schmelzoberhäutchen das so genannte Pellikel. Es entsteht aus Aminosäuren, Kohlenhydraten und Proteinen des Speichels (Mayhall, 1970; Meckel, 1965).

Wird die Oberfläche des Zahnes mechanisch bearbeitet, führt dies zur Bildung einer aus Gewebstrümmern, Speichelpräzipitaten und in der Mundhöhle vorkommenden Bakterien zusammengesetzte Schicht. Diese Schicht wird als Schmierschicht (engl. „smear layer“) bezeichnet (Boyde, 1976; Eick et al., 1970; Gwinnett, 1984; Gwinnett, 1988; Pashley, 1984). Ebenso wie das Schmelzoberhäutchen (Pellikel) setzt die Schmierschicht die Oberflächenenergie des Zahnes herab (28 dyn/cm) und beide wirken so einem Verbund von Zahn und Kunststoff entgegen (Jendresen und Glantz, 1981; Stanford, 1985).

### **2.3.2. Haftmechanismen am Schmelz**

Die Verankerung von Kompositen am Schmelz kann dank der von *Buonocore* eingeführten Schmelz-Ätz-Technik als gut eingeschätzt werden (Buonocore, 1955). *Buonocore* konnte in Versuchen zeigen, dass die Konditionierung des Schmelzes mittels 85%iger Phosphorsäure eine entscheidende Verbesserung der Haftung von Kunststoff am Schmelz bewirkt.

Dabei wird die Schmelzoberfläche von Pellikel und Schmierschicht befreit, die Oberflächenenergie erhöht (72 dyn/cm) und die Benetzbarkeit gesteigert (Baier, 1992; Gwinnett, 1988; Jendresen und Glantz, 1981) .

Durch die Applikation von Phosphorsäure auf den Schmelz werden selektiv Bestandteile des kristallinen Gefüges herausgelöst, was eine Vergrößerung der

Oberfläche und das Entstehen von 10 – 20 µm tiefen Mikroporositäten bewirkt (Swift et al., 1995). Das Anätzen ermöglicht letztlich dem hydrophoben Komposit in die Mikroporositäten einzudringen und einen mikro-mechanischen Verbund mit dem Schmelz einzugehen.

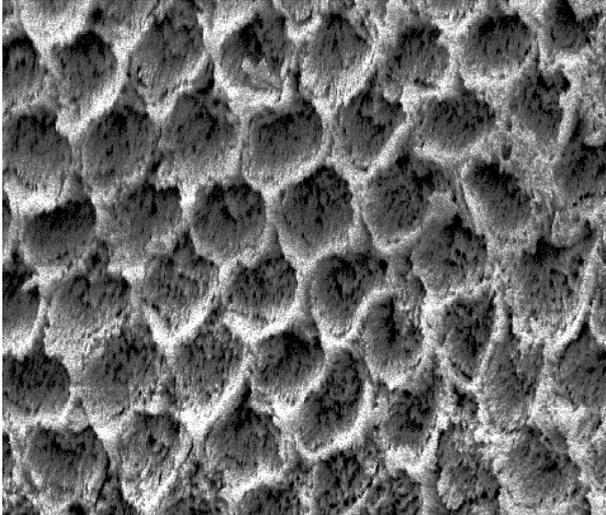


Abb.2.4: REM-Bild geätzter Schmelz (4000fache Vergrößerung)

Die Scherfestigkeitswerte, die mit einer solchen mikromechanischen Retention am Schmelz erzielt werden können, sind größer als 20 MPa und somit höher als die beim Polymerisieren auftretenden Schrumpfkraften (Davidson et al., 1984). Abhängig von der räumlichen Verteilung der Apatitkristalle variiert das Ätzmuster. So findet man in Regionen prismenfreien Schmelzes eine unregelmäßige Schmelzaufrauung ohne ein der Prismenarchitektur zuordenbares Muster (Gwinnett, 1973; Silverstone et al., 1975).

Werden die Schmelzprismen quer getroffen, was mit einer Ansträgung bei der Präparation erreicht werden kann, ist das Ätzmuster am stärksten ausgeprägt (Crawford et al., 1987). Phosphorsäurekonzentrationen zwischen 30 und 40 % führen zu gut ausgeprägten Ätzmustern (Dennison und Craig, 1978; Gottlieb et al., 1982; Retief und Denys, 1989; Silverstone et al., 1975). Eine Erhöhung der Konzentration hinterlässt flachere Muster (Manson-Rahemtulla et al., 1984), während eine Verringerung das Ausfällen von schwerlöslichen Präzipitaten nach sich zieht (Chow und Brown, 1973; Legler et al., 1990). Heute wird hauptsächlich Phosphorsäure in Konzentrationen von 37 % zur Konditionierung von Schmelz verwendet (Swift et al., 1995).

Viele Autoren empfehlen eine Einwirkzeit der Phosphorsäure von 60 Sekunden (Dennison und Craig, 1978). Neuere Studien haben allerdings gezeigt, dass kürzere Einwirkzeiten von 10 bzw. 15 Sekunden qualitativ gleichwertige Ätzmuster und ebenso gute Haftwerte ergeben. *Nordenvall et al.* erwähnen, dass bei jungen bleibenden Zähnen eine Einwirkzeit von 15 Sekunden und bei älteren bleibenden Zähnen eine Zeit von 60 Sekunden die besten Muster erzielten (Nordenvall et al., 1980). Ätzgele erzeugen gleich gute Ergebnisse wie Ätzflüssigkeiten, lassen sich jedoch wesentlich genauer applizieren (Noack und Roulet, 1987).

Das zum Ätzzvorgang gehörende Absprühen der Säure beeinflusst insofern das Ergebnis, als eine ungenügende Entfernung der gelösten Präzipitate zu schlechteren Haftwerten führt (Chow und Brown, 1973). Jedoch fanden *Summitt et al.*, dass ein einsekündiges Absprühen ebenso effektiv war wie ein 20 Sekunden anhaltender Sprühvorgang, was wahrscheinlich vom verwendeten Wasserdruck abhängt (Summitt et al., 1992; Summitt et al., 1993).

Ein großes Problem bei der Anwendung der Schmelz-Ätz-Technik ist die Empfindlichkeit der konditionierten Schmelzoberfläche gegenüber Körperflüssigkeiten, daher wird bei Anwendung dieser Technik die Verwendung von Kofferdam empfohlen, um eine Blut- und Speichelkontamination zu vermeiden (Barghi et al., 1991).

Wie tief ein Komposit in die Mikroporositäten eindringen kann, hängt auch von der Viskosität des Komposits ab (Buonocore et al., 1968), aus diesem Grunde wird unterstützend ein un- bzw. geringgefüllter Versieglervorstrich empfohlen (Brännström und Nordenvall, 1978; Guertsen et al., 1990; Hansen, 1984).

Allerdings konnten einige Autoren keine signifikanten Unterschiede in der Haftkraft von Kompositen mit und ohne Applikation eines Versieglers feststellen (Inoue et al., 1994; Retief und Woods, 1981).

### **2.3.3. Dentin**

Dentin ist im Gegensatz zu Schmelz ein vitales Gewebe und besteht altersabhängig zu 50 Vol% aus anorganischem Material (Hydroxylapatit), zu 30 Vol% aus organischem Material (Typ- I- Kollagen) und zu 20 Vol% aus Wasser (Schroeder, 2000).

Das Dentin wird in seiner gesamten Schichtstärke von Dentinkanälchen den so genannten Tubuli durchzogen. Die Dentintubuli enthalten eine Art

Gewebsflüssigkeit (Dentiniquor), Odontoblastenfortsätze und auch Nervenfasern (Garberoglio und Brännström, 1976; Pashley, 1991; Schroeder, 2000). Der Durchmesser der Tubuli nimmt von der Schmelz-Dentin-Grenze (0.6-0.9 $\mu$ m) zur Pulpa (2.5 $\mu$ m) hin zu, in gleicher Richtung steigt die Anzahl der Tubuli pro Fläche. An der Oberfläche der Pulpa befinden sich zwischen 45.000 und 76.000 Dentintubuli/mm<sup>2</sup> (Garberoglio und Brännström, 1976; Pashley, 1991; Thomas und Payne, 1983). Interessant erscheint die Tatsache, dass die Durchmesser der Tubuli bei entkalkifizierten Dentinproben überall gleich groß sind (Garberoglio und Brännström, 1976).

Aufgrund eines nach außen gerichteten intrapulpalen Druckes von durchschnittlich 30 mm Hg, hat der Dentiniquor das Bestreben nach außen zu strömen, was zu einer feuchten Dentinoberfläche führt.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in pulpanahen Dentinarenalen der Durchmesser der Tubuli und deren Anzahl am größten sind, was sich in einem erhöhten Ausfluss des Liquors und einer gesteigerten Dentinpermeabilität auswirkt und messen lässt (Haller et al., 1992; Pashley et al., 1981; Pashley und Pashley, 1991; Schroeder, 2000).

Die Lumina der Dentintubuli sind von einem kollagenarmen, hypermineralisierten Dentin dem so genannten peritubulären Dentin ausgekleidet (Linde und Goldberg, 1993). Es ist besonders homogen und lässt daher eine Unterscheidung zum wesentlich inhomogeneren, weniger stark mineralisierten intertubulären Dentin zu. Intertubuläres Dentin macht den Hauptanteil des Dentins aus, enthält ca.50 Vol% kollagene Fasern und trennt die Tubuli voneinander. Die Organisation der Kollagen- fasern und -fibrillen ist sehr variabel, sie erscheint wahllos. Einige Fasern sind zirkulär orientiert, andere verlaufen senkrecht zu den Achsen der Tubuli, während eine dritte Faserart parallel zu ihnen verläuft. Zusammen bilden sie ein Netzwerk (Linde und Goldberg, 1993; Pashley et al., 1993; Schroeder, 2000).

Als drittes lässt sich das Manteldentin abgrenzen. Es bildet, wie der Name schon sagt, einen ca. 30  $\mu$ m breiten Mantel am Übergang des Dentins zum Schmelz bzw. zum Zement. Es zeichnet sich durch eine schwächere Mineralisation, eine

starke Gabelung der Odontoblastenfortsätze und dicke Kollagenfasern aus (Schroeder, 2000).

Die Odontoblasten besitzen die Fähigkeit, auch nach Abschluss der Zahnentwicklung, Dentin bilden zu können. Dabei reagieren sie auf chemische, physikalische und bakteriell-toxische Reize mit vermehrter Produktion von so genanntem Sekundär- bzw. Tertiär-Dentin. Dies führt zur Verdickung des peritubulären Dentins und schließlich zur vollständigen Obliteration der Dentintubuli (Schroeder, 2000). Eine Theorie besagt, dass die Obliteration eine Folge des ständigen Einwärtswachsens des peritubulären Dentins sei (Nalbandian et al., 1960), während andere die Meinung vertreten, der Verschluss sei Produkt mineralischer Präzipitate pulpalen Ursprungs (Vasiliadis et al., 1983). Strukturelle Veränderungen des Dentins sind auch ein Zeichen des physiologischen Alterungsprozesses, *Mixson et al.* wiesen sklerotische Veränderungen des Dentins bei älteren Patienten nach (Mixson et al., 1995).

Wird Dentin mechanisch bearbeitet, entsteht auf seiner Oberfläche eine Schmierschicht (engl. „smear layer“). Diese setzt sich aus Hartgewebstrümmern, denaturiertem Kollagen, mineralischen Teilchen und Mikroorganismen zusammen, wobei ihre Dicke mit der Art der instrumentellen Bearbeitung variiert. Die Schmierschicht bedeckt nicht nur das Dentin sondern dringt einige  $\mu\text{m}$  in die Dentintubuli ein und verschließt diese (Gwinnett, 1984), was einerseits ein Eindringen von Mikroorganismen in die Pulpa verhindert und das Ausströmen des Liquors reduziert, andererseits die Benetzung erschwert aufgrund der sehr geringen Oberflächenspannung der hydrophilen Dentinoberfläche.

#### **2.3.4. Haftmechanismen am Dentin**

Die Haftung eines Komposits am Dentin kann grundsätzlich auf zwei Arten zustande kommen:

- mechanisch über die Verblockung des ausgehärteten Adhäsivs mit der rauen Oberfläche des Dentins und
- chemisch über Bindungen zwischen dem Adhäsiv und dem Substrat (Dentin), wobei primäre (Ionenbeziehung und kovalente Bindungen) und sekundäre

(Wasserstoffbrücken, Dipole und Van-der-Waalsche Kräfte) Valenzbindungen möglich sind (Blunck, 2000; Ruyter, 1995).

Frühe Versuche zum Dentinbonding wurden 1956 auch von *Buonocore* durchgeführt, wobei die Haftung nur auf chemischen Bindungen zwischen Phosphatgruppen des Monomers und den Kalziumionen der Schmierschicht beruhte (Buonocore et al., 1956; Swift et al., 1995). Die mit solchen Systemen erzielten Verbundfestigkeiten waren sehr gering (Asmussen und Hansen, 1993; Swift et al., 1995; Tyas, 1991), da die Haftkraft der Schmierschicht am Dentin (ca. 5 MPa) den limitierenden Faktor darstellte und diese Bindung zusätzlich der Hydrolyse unterlag. Um eine chemische Interaktion des Adhäsivs mit der eigentlichen Dentinoberfläche zu ermöglichen, wurde später die Entfernung bzw. die Modifikation der Schmierschicht in Betracht gezogen (Erickson, 1989; Joynt et al., 1991; Munksgaard und Asmussen, 1984).

Zu Beginn der Dentinhaftmittelentwicklung gingen einige Autoren davon aus, dass die Konditionierung mit Säuren eine pulpatoxische Wirkung habe (Eriksen und Buonocore, 1976; Retief et al., 1974; Stanley et al., 1975), was sich später als Fehlinterpretation herausstellte, da die Reaktionen der Pulpa die Folge einer Bakterieninvasion waren (Brännström und Vojinovic, 1976).

Fest steht, dass mit der Entfernung der Schmierschicht der Liquorausfluss und die Permeabilität des Dentins erhöht werden (Pashley et al., 1981; Pashley et al., 1991), was zu einer Zunahme der Feuchtigkeit an der Oberfläche des Dentins führt. Mit den ersten Bondingsystemen konnte daher kein ausreichender Verbund zwischen den hydrophoben Kunststoffen und der feuchten Dentinoberfläche erzielt werden (Nordenvall und Brännström, 1980; Prati et al., 1993; Swift et al., 1995).

Der Wirkungsmechanismus der heute gebräuchlichen Dentinhaftvermittler beruht auf der Entfernung bzw. der Umwandlung der Schmierschicht, der Demineralisation des Dentins und der Ausbildung einer Hybridschicht (Nakabayashi et al., 1982) mit dem entstandenen Kollagennetzwerk und der Zapfenbildung eines hydrophilen Monomers in den Dentintubuli. Es lassen sich zwei Strategien zum Erreichen einer Dentinhaftung unterscheiden:

- Haftung bei vollständiger Entfernung der Schmierschicht (diese Systeme nennt man, da die Säure nach der Konditionierung abgespült wird Etch&Rinse-Systeme) und

- Haftung bei Auflösung und Integration der Schmierschicht (diese Systeme nennt man selbststützende Adhäsivsysteme).

### 2.3.5. Etch&Rinse-Systeme

#### 2.3.5.1. Säuregestützte Konditionierung

Die Schmierschicht zu entfernen und die Oberfläche des unter der Schmierschicht befindlichen Dentins zu demineralisieren ist Aufgabe des Konditionierungsmittels. Verwendung finden neben der anorganischen Phosphorsäure auch organische Säuren wie Maleinsäure, Salpetersäure und Oxalsäure sowie Komplexbildner (Haller, 1994).

Art, Konzentration und Applikationsdauer der Säure bestimmen die Eindringtiefe der Säure und das Ausmaß der Demineralisation (3-10  $\mu\text{m}$ ) (Holtan et al., 1995; Pashley et al., 1993; Perdigao et al., 1996; Uno und Finger, 1996; Van Meerbeek et al., 1992). Limitierender Faktor für die Penetrationstiefe der Säure stellt die Pufferkapazität des Hydroxylapatits dar (Wang und Hume, 1988). Abhängig von Konzentration und Einwirkzeit der Säure werden Eindringtiefen von 15  $\mu\text{m}$  (Fukushima und Horibe, 1990), aufgrund längerer Ätzzeiten sogar von bis zu 25  $\mu\text{m}$  erzeugt (Inokoshi et al., 1993; Uno und Finger, 1996; Van Meerbeek et al., 1992). Nach Applikation der Säure resultiert eine partielle oder vollständige Auflösung der Schmierschicht. Dabei werden die Eingänge der Tubuli eröffnet und aufgrund selektiver Löslichkeit erweitert (Pashley et al., 1993; Pashley et al., 1981; Van Meerbeek et al., 1992).

Nach dem Ätzvorgang wird die Oberfläche mit Wasser abgespült, dabei wird das von der unterstützenden mineralischen Matrix getrennte Kollagenfasernetzwerk freigelegt. Die 15 bis 20 nm großen Räume zwischen den Fasern enthalten Wasser. Wird das konditionierte Dentin zu stark getrocknet, verengen sich diese Zwischenräume und das Netzwerk kollabiert (Carvalho et al., 1996). Die Fasern verkleben, was ein effizientes Eindringen des Primers verhindert (Pashley, 1992). Das übermäßig gründliche Trocknen der konditionierten Dentineoberfläche sollte daher vermieden werden, der Wasserüberschuss wird entweder leicht verblasen oder mit einem Wattepellet abgetupft (Finger und Uno, 1996; Gwinnett, 1992; Kanca, 1992). Durch diese als „moist bonding“ bezeichnete Vorgehensweise

werden die interfibrillären Hohlräume im Kollagennetzwerk offengehalten und eine Penetration des Primers kann erfolgen (Gwinnett, 1994; Gwinnett et al., 1996; Kanca, 1992; Tay et al., 1996). Bei der Technik des so genannten „re-wettings“ wird nach dem Trocknen der Dentinoberfläche diese mit einem Pellet oder Applikatortip wieder befeuchtet, was ein Wiederaufrichten der kollagenen Fasern bewirkt (Gwinnett, 1994; Kanca, 1992; Perdigao et al., 1999; Ritter et al., 2000). Nach der Behandlung mit Säure sinkt die Oberflächenenergie des Dentins, was mit der Applikation einer oberflächenaktiven Substanz (Primer) kompensiert werden muss (Erickson, 1992).

#### 2.3.5.2. Priming

Der Primer oder auch Adhäsions-Promoter penetriert in die konditionierte, hydrophile Oberfläche des Dentins bis hinein in die eröffneten Dentintubuli und durchdringt das Kollagennetzwerk. Damit ist die Voraussetzung für die Ausbildung einer Hybridschicht gegeben, denn nun kann der Primer mit dem Adhäsivkunststoff reagieren (Nakabayashi et al., 1982).

Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, enthält der Primer amphiphile Monomere, wie z.B. HEMA ( 2-Hydroxymethylacrylat), 4-META (4-Methacryloxyethyl- Trimellitat-Anhydrid) oder BPMD (Biphenyl-Dimethacrylat) (Swift et al., 1995). Diese Monomere besitzen zwei funktionelle Gruppen: eine hydrophile Gruppe (-OH; -COOH) zur Interaktion mit der feuchten Dentinoberfläche und eine hydrophobe Methacrylatgruppe zur Interaktion mit dem hydrophoben Adhäsiv (Erickson, 1992).

HEMA verfügt aufgrund seiner Eigenschaft, die Oberflächenenergie des Dentins zu steigern, über ein sehr gutes Penetrationsvermögen und fördert darüber hinaus die Benetzung mit anderen Monomeren (Eick et al., 1993; Nakabayashi und Takarada, 1992). Einige Autoren nehmen an, dass HEMA außerdem in der Lage ist, Wasserstoffbrücken-Bindungen einzugehen und sich durch hygroskopische Expansion mechanisch im Kollagennetzwerk verankern zu können (Schumacher et al., 1992; Xu et al., 1997).

Alle Monomere werden mit wässrigen, acetonischen oder alkoholischen Lösungsmitteln kombiniert.

Primer auf Aceton- und Ethanolbasis bewirken, indem sie die Oberflächenspannung des Wassers herab und den Dampfdruck des Wassers

heraufsetzen, eine optimale Penetration bis in die Tiefe des Kollagennetzwerkes (Kanca, 1992; Kanca, 1992; Tay et al., 1995). Für die Verarbeitung eines solchen Primers ist die Technik des „wet-bonding“ unbedingt erforderlich. Die Aceton- bzw. Ethanolmoleküle verdrängen die Wassermoleküle, verdunsten dann und schaffen so Platz für die Monomere (Jacobsen und Söderholm, 1995; Kanca, 1992). Wird die Dentinoberfläche zu stark getrocknet, ist der Primer nicht in der Lage, in das kollabierte Kollagennetzwerk einzudringen. Ist die Oberfläche allerdings zu nass, müssen die Acetonmoleküle mit einer Übermacht an Wassermolekülen wetteifern (Gwinnett et al., 1996; Tay et al., 1996; Tay et al., 1996). Vergleichende Untersuchungen zur Wirksamkeit von Primern auf Wasserbasis und auf Acetonbasis zeigten eine deutliche Überlegenheit letzterer (Finger und Uno, 1996; Jacobsen et al., 1994; Jacobsen und Söderholm, 1995). Als Grund für die schlechteren Haftwerte wasserlöslicher Primer wird die Tatsache angeführt, dass in Anwesenheit von Wasser keine vollständige Polymerisation der Monomere stattfindet (Jacobsen und Söderholm, 1995). Diese Überlegenheit kehrt sich ins Gegenteil um, wenn die Dentinoberfläche zu stark getrocknet wird (Finger und Uno, 1996; Wei et al., 1996). In dieser Situation werden mit wasserlöslichen Primern höhere Haftwerte erzielt, was mit dem so genannten Re-wetting-Effekt erklärt wird (Nisiyama et al., 1995). Aufgrund dieses Effektes spielt der Feuchtigkeitsgrad des Dentins keine entscheidende Rolle im Gebrauch und für die erfolgreiche Anwendung dieses Haftsystems. Wasserlösliche Primer werden daher auch als weniger störanfällig in Bezug auf Anwendungsfehler bezeichnet (Jacobsen und Söderholm, 1998; Tay et al., 1998; Van Meerbeek et al., 1998). Im Gegensatz dazu zeigte eine aktuelle vergleichende Untersuchung zur Wirksamkeit von Primern auf Ethanolbasis und auf Acetonbasis keine signifikanten Unterschiede (Velazquez et al., 2003).

Die Verbundstärke zwischen Dentin und Komposit hängt entscheidend von den Benetzungs- und Penetrationseigenschaften des Primers und des Adhäsivs ab (Pashley et al., 1993; Van Meerbeek et al., 1992). Bei einer Diskrepanz zwischen Demineralisationstiefe und Eindringtiefe des Primers/ Adhäsivs würden Teile des Kollagennetzwerkes der Hydrolyse ausgesetzt sein, was unweigerlich zu einem Misserfolg führen muss (De Munck et al., 2003; Kato und Nakabayashi, 1998; Pashley et al., 1992; Sano et al., 1994; Sano et al., 1995). Die Qualität des Verbundes kann durch eine verlängerte Applikationszeit sowie eine aktive,

einmassierende Applikation verbessert werden (Jacobsen et al., 1994; Miyazaki et al., 1996).

### 2.3.5.3. Adhäsiv

Nach der Konditionierung des Dentins und der Vorbehandlung der Oberfläche mit einem Primer erfolgt das Auftragen des Adhäsivs. Dabei handelt es sich um ein lichterhärtendes, ungefülltes Komposit bestehend aus einer Mischung aus Bis-GMA (Bisphenol A-Glycidylmethacrylat) und TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat). Die Aufgabe des Adhäsivs besteht darin, eine Verbindung zwischen den hydrophilen Monomeren des Primers und dem hydrophoben Komposit herzustellen. Es dringt genau wie der Primer durch das Kollagennetzwerk bis in die Tubuli ein. Bei seiner Polymerisation bildet es in den Dentintubuli retentive Kunststoffzapfen aus, die sogar in Anastomosen der Tubuli fließen und somit eine Verstärkung des retentiven Effektes bewirken können (Chappell et al., 1994). Als Hauptfaktor der Dentinadhäsion wird allgemein die Ausbildung der Hybridschicht angesehen. Dieses Phänomen wurde erstmals 1982 von *Nakabayashi* beschrieben: Primer und Adhäsiv vermischen sich im Kollagennetzwerk. Nach der Aushärtung des Adhäsivs ist diese Schicht in einer Stärke von ca. 3 bis 5  $\mu\text{m}$  stabilisiert. (Nakabayashi et al., 1992; Nakabayashi et al., 1982)

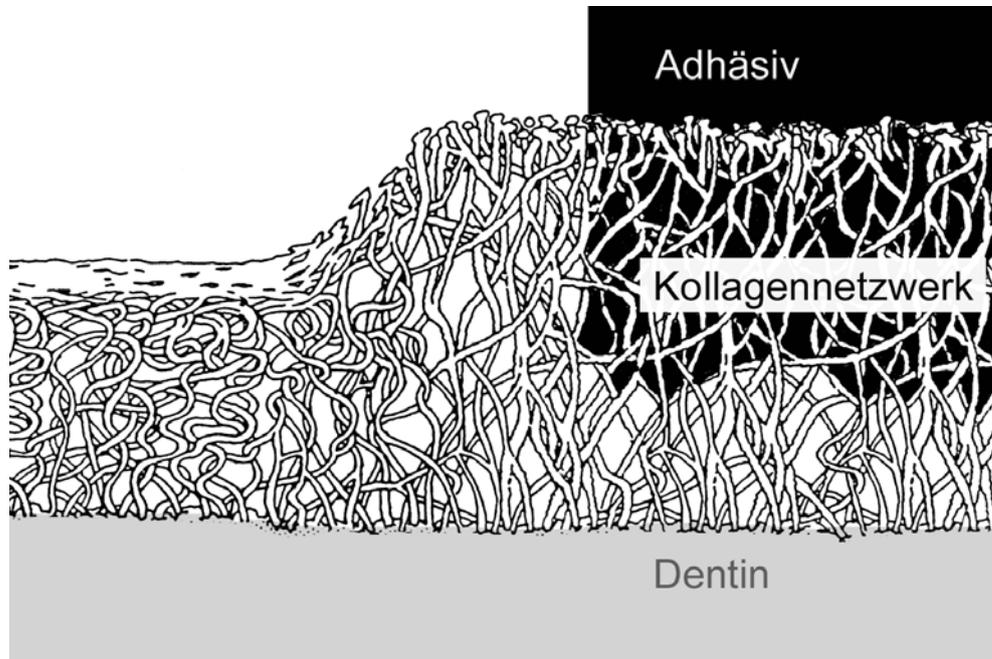


Abb. 2.5: Grafik Hybridschicht

Einige Autoren gehen davon aus, dass die Verbundfestigkeit des Dentin-Komposit-Verbundes von den Mikroporositäten unterhalb des Kollagennetzwerkes abhängig ist (Sano et al., 1995).

Studien zeigten, dass die Eliminierung der Kollagenschicht die Verbundfestigkeit nicht beeinflusst (Gwinnett, 1993; Gwinnett, 1994; Wakabayashy et al., 1994).

Teilweise wurden sogar höhere Haftwerte ermittelt (Coli et al., 1999).

Sollte die Hybridschicht keinen entscheidenden Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben, so hat sie doch eine wichtige Funktion in Bezug auf die Randadaptation von Kompositen. Da grundsätzlich von einer höheren Elastizität gegenüber dem Komposit ausgegangen werden kann, fungiert die Hybridschicht als eine Art Pufferzone. Diese elastische Schicht könne abhängig von ihrer Schichtstärke den Kräften der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken (Dietschi et al., 1995; Van Meerbeek et al., 1993). Verschiedene Autoren berichten von einer positiven Wirkung auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen (Pashley et al., 1993; Uno und Finger, 1995; Van Meerbeek et al., 1993; Van Meerbeek et al., 1993). Diese Pufferwirkung kann zusätzlich erhöht werden, wenn ein niedrigvisköses Komposit (Flowable) aufgetragen wird (Ernst et al., 2002; Peris et al., 2003). Spannungen, die durch thermische Wechselbelastungen, okklusale Belastungen oder auch Wasseraufnahme entstehen, können scheinbar durch diesen Puffer kompensiert werden.

Allerdings stehen dieser Theorie Studienergebnisse einer Arbeitsgruppe entgegen, die diese Pufferwirkung der Hybridschicht nicht bestätigen:

Farbstoffpenetrationstests zeigten keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Randschlusses und Scherfestigkeitswerte waren nicht von der Ausbildung einer Hybridschicht abhängig (Coli et al., 1999; Coli und Karlsson, 1999).

*Pashley et al.* erarbeiteten ein Modell, an dem die Verteilung von Dentinstruktur, Hybridschicht und Kunststoffzapfen auf die Gesamt-Verbundfestigkeit am Dentin dargestellt wird. Ihrem Modell zufolge sind die Zapfen im oberflächlichen Dentin eher weniger an der Verbundfestigkeit beteiligt, während sie in tieferen Schichten an Bedeutung gewinnen. Mit der Hybridschicht verhält es sich umgekehrt (Pashley et al., 1995).

### 2.3.6. Selbstätzende Systeme

Im Gegensatz zu der oben beschriebenen konventionellen Herangehensweise, wird bei den **selbst-ätzenden Systemen** durch saure Monomersysteme die Schmierschicht aufgelöst und das Dentin demineralisiert. In das auf diese Weise

freigelegte Kollagenetzwerk diffundiert gleichzeitig das Monomersystem, so dass eine identische Demineralisations- und Infiltrationstiefe des Primers entsteht. Die selbstkonditionierenden Primer bestehen aus organischen Säuren (z.B. Maleinsäure), sauren Monomeren, Estern bivalenter Alkohole mit Methacrylsäure oder phosphonierten Poly-, Di- oder Monomethacrylaten (Blunck und Haller, 2003). Die Ätzwirkung der sauren Monomere ist zeitlich und räumlich durch die Neutralisation und den Abbruch der Dissoziation beim Verdunsten des Lösungsmittels begrenzt, so dass bei ihrer Anwendung kaum Nebenwirkungen auftreten.

Selbstätzende Adhäsivsysteme haften an sklerosiertem Dentin schlechter als an unverändertem Dentin, grundsätzlich gilt diese Aussage auch für Etch&Rinse-Systeme, letztere erzielten allerdings höhere Haftfestigkeiten (Nakajima et al., 1999; Yoshiyama et al., 2000). Zur Verbesserung der Haftung wird daher die Verlängerung der Einwirkzeit empfohlen.

Die meisten In-vitro-Studien zur Haftfestigkeit der selbstätzenden Adhäsivsysteme am Schmelz fanden keine Unterschiede im Vergleich zu den Etch&Rinse-Systemen (Hannig et al., 1999; Perdigao et al., 2000). Grundsätzlich sind die Ätzmuster im Schmelz schwächer, weshalb auch bei diesen Systemen eine Ansträgung der Schmelzränder empfohlen wird.

### 2.3.7. Anwendungsmöglichkeiten

Die in Kapitel 2.3.5. beschriebene Vorgehensweise bei der Anwendung von Adhäsivsystemen entspricht der so genannten klassischen **Mehrschritt-Technik**, was bedeutet, dass alle drei Schritte (Konditionieren von Schmelz/ Dentin, Primern und Auftragen des Adhäsivs) aufeinanderfolgend durchgeführt werden. Neuesten Forschungsergebnissen zufolge ist es nicht zwingend notwendig diese Maßnahmen separat voneinander durchzuführen. Es gibt verschiedene Möglichkeiten zur Kombination oben genannter Behandlungsschritte: zum einen den selbstkonditionierenden Primer (Schritt 1 und 2 werden zusammengefaßt und stellen ein selbstätzendes System dar), zum anderen so genannte Primer-Adhäsive (Schritt 2 und 3 werden zusammengefaßt und stellen ein Etch&Rinse-System dar, das auch als "one-bottle"-Adhäsiv bezeichnet wird) und letztlich eine Kombination aus allen drei Schritten das selbstkonditionierende Primer-Adhäsiv

auch Condiprimer-Adhäsiv genannt, welches ebenfalls zu den selbstätzenden Systemen bezeichnet wird (Blunck und Haller, 1999).

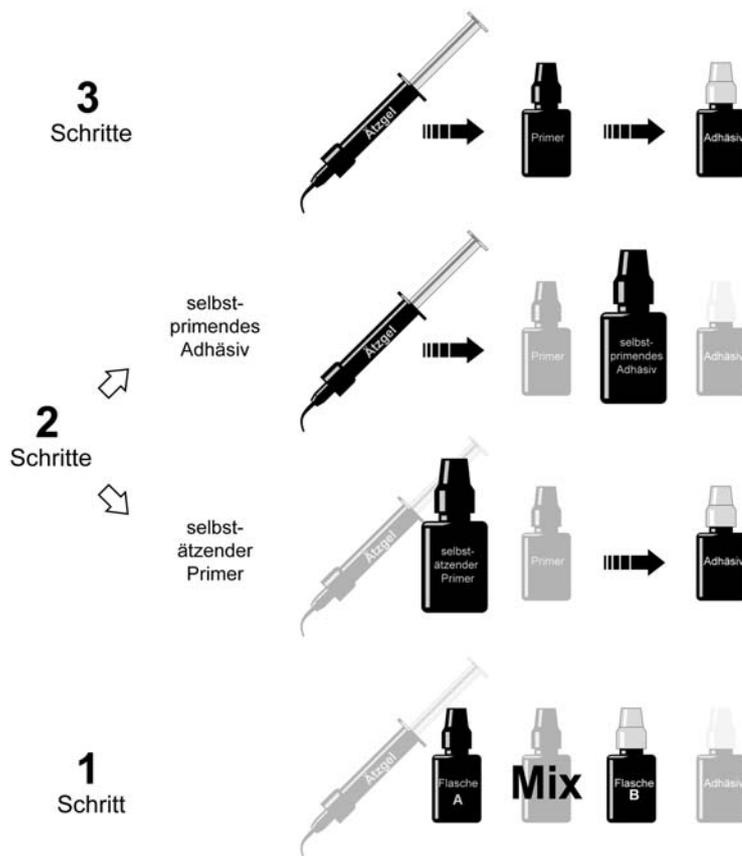


Abb. 2.7: Grafik Kombinationen in Anlehnung an Tay (Tay und Pashley, 2002)

Da für die präzise Durchführung der Mehrschritttechnik auch mehr Zeit benötigt wird, ist es nicht verwunderlich, dass die "one-bottle"-Systeme immer populärer wurden und werden.

Die Ergebnisse zahlreicher In-vitro-Studien belegen die Gleichwertigkeit oder sogar eine Überlegenheit der **Zwei-Schritt-Technik** (Primer-Adhäsive) gegenüber der Mehrschritt-Technik (Castelnuovo et al., 1996; El-Kalla und Garcia-Godoy, 1998; Fritzenschaft und Haller, 1998; Holderegger et al., 1997; Price und Hall, 1999; Wakefield et al., 1998; Wilder et al., 1998; Yap et al., 1998). Andere Autoren berichteten über höhere Verbundfestigkeiten bei Dentinhaftvermittlern der Mehrschritt-Technik. Grundsätzlich gibt es bei den heutigen Vertretern dieser Gruppe kaum noch Unterschiede bezüglich ihrer Verbundfestigkeit (Triolo et al., 1995), der marginalen Adaptation (Haller et al., 1995) und der Ergebnisse

klinischer Kurzzeitstudien (Gallo et al., 2005; Van Meerbeek et al., 1998; Van Meerbeek et al., 1994).

Werden selbstkonditionierende Primer angewandt, wird das empfindliche Kollagenetzwerk kaum äußeren Einflüssen ausgesetzt und die Gefahr des Kollabierens nimmt ab (Wanatabe et al., 1994). Bei ihrer Anwendung kann auf Ätzung, das darauffolgende Abspülen der Säure und auf das Trocknen verzichtet werden, so dass bekannte Phänomene wie „over-etching“ und „over-drying“ vermieden werden.

In-vitro-Studien mit Proben unversehrten Dentins belegen die Wirksamkeit von selbstkonditionierenden Primern (Nakajima et al., 1995; Wilder et al., 1998). In einer klinische Studie an Klasse-V-Kavitäten, d.h. an sklerosiertem Dentin, nahm die Effektivität erheblich ab, was allerdings auch bei anderen Systemen zu beobachten ist (Brackett et al., 2005). Hohe Verbundfestigkeit und gute Randständigkeit konnten auch am Schmelz erzielt werden, so dass selbstkonditionierende Primer zeitsparend ohne Vorbehandlung des Schmelzes mit Phosphorsäure angewandt werden können (Hannig und Bott, 2000; Hannig et al., 1999).

Die Einführung der selbstkonditionierenden Primer- Adhäsive oder auch Kondiprimer-Adhäsive ermöglicht eine **Ein-Schritt-Technik**, in der Konditionierung, Priming und Bonding vereint sind (Tay und Pashley, 2001). Zug- und Scherkraftversuche an einem Vertreter dieser Gruppe ergaben niedrigere Werte als bei Etch&Rinse-Systemen (Cardoso et al., 1999), was in einer weiteren In-vitro-Studie bestätigt werden konnte (Ernst et al., 2002)

Zusammenfassend kann man sagen, dass Kombinationen der einzelnen Arbeitsschritte die Handhabung der Adhäsivsysteme vereinfachen und somit Fehlerquellen minimieren können.