

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Kompositmaterialien

#### 2.1.1 Entwicklung

Das Zeitalter der Füllungskunststoffe begann mit der Einführung der autopolymerisierenden Polyacrylate zu Beginn der 40er Jahre. Bis zu diesem Zeitpunkt wurden als zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien hauptsächlich Silikatzemente im Frontzahnbereich verwendet. Die neuen selbsthärtenden Kunststoffe auf Basis des Polymethylmethacrylats wiesen jedoch erhebliche Schwachstellen hinsichtlich ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften auf. Zu denen gehörten die geringe Konversionsrate, die ungenügende Abriebfestigkeit und die Farbinstabilität (Eames et al. 1974, Nuckles and Fingar 1975, Davidson 1986). Darüber hinaus wiesen sie eine beträchtliche Polymerisationsschrumpfung von 6 bis 8 Vol% auf. Diese begünstigte die Entstehung von Randspalten, förderten die Löslichkeit und Desintegration des Verbunds und verkürzte die Lebensdauer einer Füllung erheblich.

Zu den klinisch relevanten Risiken undichter Restaurationen gehören ein hohes Sekundärkariespotential, postoperative Sensibilitäten, Verfärbungen des Füllungsrandes und Irritationen der Pulpa (Brännström and Nordenvall 1978, Bergenholtz et al. 1982, Cox 1994, Sasafuchi et al. 1999). Der Erfolg der Restauration und auch der versorgte Zahn sind gefährdet.

1962 gelang BOWEN durch die Synthese des Bis-GMA ein wichtiger Schritt in der Entwicklung der Füllungskunststoffe (Bowen 1962). Das größere Monomer Bis-GMA ersetzte das bis zu diesem Zeitpunkt verwendete Methylmethacrylat. Zusätzlich wurden der organischen Matrix anorganische Füllkörper aus gemahlenem Quarz beigemischt mit dem Effekt deutlich verbesserter Materialeigenschaften. Um den Verbund beider Komponenten zu gewährleisten, wurden die Füllkörper mit einer Silanschicht ummantelt, so dass eine chemische Bindung zur organischen Matrix möglich war. Das so zusammengesetzte "Komposit" zeichnet sich durch die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung, die deutliche Absenkung des Restmonomergehalts mit gleichzeitig verminderter

Pulpatoxizität und der Verringerung des thermischen Expansionskoeffizienten aus (Eames et al. 1974, Viohl et al. 1986, Roulet 1987, Janda 1988b).

Auf der Suche nach einem Amalgamersatzstoff wird die Optimierung und Weiterentwicklung der Kompositmaterialien weiterhin intensiv betrieben.

### **2.1.2 Zusammensetzung**

Unter dem Begriff Komposit versteht man die Kombination von mindestens zwei Stoffen, deren Grundbausteine sich in ihren Eigenschaften voneinander unterscheiden. In der Zahnmedizin bestehen Kompositmaterialien aus einer organischen (Matrix) und einer anorganischen Komponente (Füllkörper), welche durch eine klar abgrenzbare Verbundschicht aneinander gekoppelt sind (Phillips 1981, Lutz et al. 1983b, Roulet 1987).

#### 2.1.2.1 Organische Phase

Die organische Matrix besteht aus hochmolekularen Monomeren, bei denen es sich ausschließlich um Di- oder Triester der Methacrylsäure handelt. Diese sind Reaktionsprodukte (Ester) der Säure mit in der Regel hochmolekularen Alkoholen. Die am häufigsten für Dentalkunststoffe verwendeten Monomere gehören zur Gruppe der Dimethylacrylate. Der wichtigste Vertreter ist das von BOWEN entwickelte Bis-GMA (Bowen-Harz) und dessen Modifikationen (UDMA, TEGDMA) (Janda 1988a, Ruyter 1988).

Die Monomere besitzen zwei entscheidende chemische Eigenschaften:

(1) Die im monomeren Zustand vorliegenden Methacrylatgruppen mit ihren reaktiven Doppelbindungen sind im Wesentlichen für die Reaktivität, d.h. die Polymerisationsreaktion verantwortlich. Unter Aufspaltung der endständigen Gruppen erfolgt eine Vernetzung der Monomere zu einem dreidimensionalen stabilen Polymergerüst.

(2) Die monomere Kettenlänge beeinflusst etliche Werkstoffparameter:

- mechanische Eigenschaften
- Wasseraufnahme
- Schrumpfung
- Polymerisationsgrad
- Viskosität

- Feuchtigkeitsempfindlichkeit
- allgemeine Mundbeständigkeit
- toxikologische Eigenschaften

Die Polymerisationsschrumpfung nimmt beispielsweise mit ansteigender Kettenlänge der Ausgangsmoleküle ab, da sich das Verhältnis des Molekulargewichtes zur Anzahl der reaktiven Doppelbindungen erhöht. Mit steigendem Molekulargewicht erhöht sich jedoch auch die Viskosität des Materials. Die Benetzbarkeit der Füllkörper ist vermindert und die Aufnahme von anorganischen Füllkörpern begrenzt. Bis-GMA besitzt eine relativ hohe Viskosität, so dass der organischen Matrix Verdünnermonomere oder Co-Monomere mit einem geringeren Molekulargewicht wie TEDGMA oder EGDMA zugegeben werden, um die Eigenschaften des Komposits entsprechend zu beeinflussen (Bowen 1963, Söderholm 1988, Peutzfeldt 1997).

Weitere Bestandteile der organischen Matrix sind Initiatoren, Inhibitoren, UV-Stabilisatoren, Pigmente und andere Additive (Janda 1988b). Während die Initiatoren die radikalische Polymerisationreaktion starten, dienen Inhibitoren, wie das Methoxyhydrochinon, der Inaktivierung radikaler Substanzen. Eine vorzeitige Polymerisation der Monomere wird somit verhindert. Farbstabilisatoren absorbieren UV-Wellen und wirken damit einer Verfärbung der Matrix entgegen (Craig 1981). Pigmente erlauben die Herstellung einer Vielzahl an nuancierten Farbpasten, während es sich bei den Additiven vor allem um Weichmacher handelt (Viohl et al. 1986, Roulet 1987, Janda 1988b, Janda 1988c).

#### 2.1.2.2 Disperse Phase

Die disperse Phase eines Komposits besteht aus denen in Größe, Form und Zusammensetzung variierenden anorganischen Füllkörpern. Verwendung finden hauptsächlich feinkörniges Siliziumdioxid, Quarz, gemahlene Gläser (Barium- und Strontium-Silikate) oder Keramikpartikel (Craig 1981, Janda 1988a). Zudem existieren Füllkörper, die als Präpolymerisate bezeichnet werden. Hierzu wird im Labor pyrogenes Siliziumdioxid einer organischen Matrix beigemischt. Die daraus resultierende Paste wird gehärtet und anschließend in Partikel zermahlen (Lutz et al. 1983b).

Sowohl der Füllstoffgehalt als auch die Art des Füllstoffs bestimmen im Wesentlichen die Eigenschaften eines Komposits (Germain et al. 1984, Braem et al. 1989, Chung and Greener 1990) und nehmen somit Einfluss auf deren Indikationsbereich. Durch die Beigabe von Füllstoffen werden die Verschleißresistenz eines Komposits erhöht (Lim et al. 2002), die Wasseraufnahme vermindert und die Polymerisationsschrumpfung reduziert (Roulet 1987, Janda 1988b, Miyazaki et al. 1991, Oberholzer et al. 2001).

Die fehlende Radioopazität von Füllungskunststoffen wird durch den Zusatz röntgenopaker Füllkörper (Ba-Glas oder Sr-Glas) ausgeglichen (Watts 1987). Die Beimischung dieser Partikel ist allerdings limitiert, da sie die Verschleißfestigkeit negativ beeinflussen (Mayer and Gruetzner 1985). Als röntgenopake Zusatzstoffe werden auch Pigmente (Yb, YbF<sub>3</sub>) eingesetzt, die ebenfalls eine Qualitätskontrolle und spätere Diagnostik ermöglichen.

#### 2.1.2.3 Verbundphase

Eine direkte chemische Bindung zwischen den anorganischen Füllstoffen und der organischen Matrix ist nicht möglich. Um einen Verbund beider Komponenten zu erzielen, benötigt man daher ein "Kopplungsagens" welches als Haftvermittler fungiert (Janda 1988a, Roeters and de Kloet 1992). Bewährt haben sich organische Siliziumverbindungen (Silane) - in der Regel bipolare Moleküle wie das  $\gamma$ -Methacryl-oxypropyl-trimethoxysilanol und das Vinyltriethoxysilanol - mit denen die Füllkörper beschichtet werden (Roulet 1987).

Während der Silanisierung reagieren die aliphatischen OH-Gruppen der Silane mit den Hydroxylgruppen der Füllkörperoberflächen unter Wasserabspaltung. Dieser Vorgang bewirkt zunächst eine Hydrophobierung der Füllkörper, so dass diese in einem weiteren Schritt in den Polymerisationsprozess der Kunststoffmatrix einbezogen werden können (Janda 1988a). Durch den Vorgang des "Einpolymerisierens" ist es möglich, Belastungen von der weicheren und schwächeren Matrix auf die härteren und stärkeren Füllkörper zu übertragen und die physikalischen Eigenschaften eines Kompositmaterials mit steigendem Füllkörpergehalt zu verbessern (Söderholm 1988, McCabe and Wassell 1999).

### 2.1.3 Klassifikation

Bei zahnärztlichen Kompositmaterialien unterscheidet man drei Füllstofftypen - Makrofüller, Mikrofüller und Mikrofüllerkomplexe (Roulet 1982, Roulet 1987) - die sich hinsichtlich ihrer Herstellungstechnik, ihrer durchschnittlichen Partikelgröße und in ihrer chemischen Zusammensetzung voneinander unterscheiden. ROULET (Roulet 1982) und LUTZ et al. (Lutz et al. 1983b) schlagen eine Klassifikation und Bewertung der Materialien nach dem verwendeten Füllstofftyp vor. Diese lässt eine Einteilung in vier Produktklassen zu.

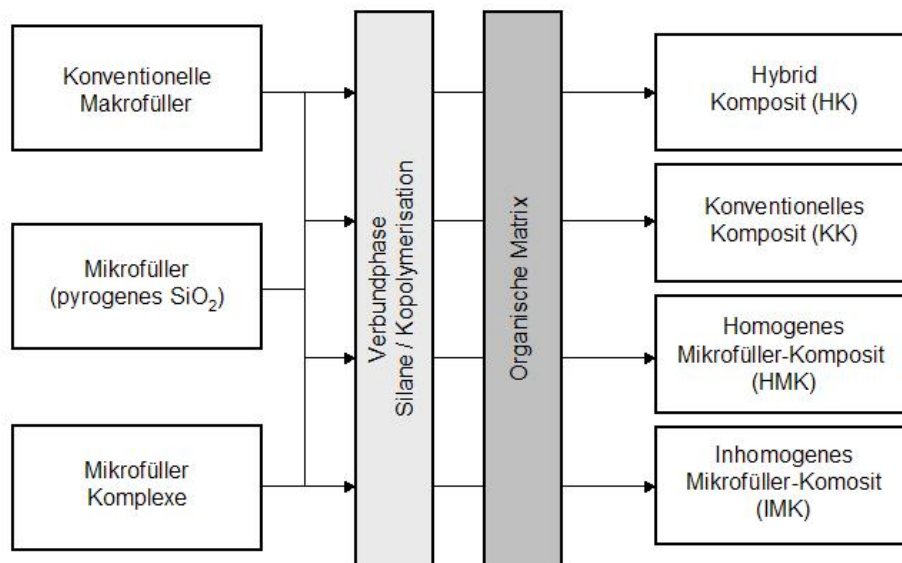


Abb. 2.1 Einteilung der Komposite nach Füllkörpergröße nach ROULET (1982) und LUTZ et al. (1983)

#### Konventionelle Komposite

Die in den konventionellen Kompositen enthaltenen Makrofüller sind in der Regel splitterförmige und unregelmäßig geformte anorganische Partikel aus Quarz, Glas, Borsilikat oder Keramik in einer Größe von 0,1-100 µm (Lutz et al. 1983b, Roulet 1987). Sie werden durch einen Mahlprozess gewonnen und gehören zum ältesten Füllstofftyp. Der große Härteunterschied zwischen den Füllkörpern und der organischen Matrix führt zu unbefriedigenden Materialeigenschaften bezüglich ihres Politurverhaltens, ihrer Abrasionsresistenz und Oberflächenrauheit (Lutz et al. 1983b, Roulet 1987, Willems et al. 1993). Daher werden konventionelle Kompositmaterialien seit Beginn der 90er Jahre kaum noch verwendet.

### Homogene Mikrofüllerkomposite

Die weitere Entwicklung von Füllungsmaterialien stützte sich auf die notwendige Verkleinerung der Füllkörper. Erst durch die Entwicklung neuerer technischer Verfahren - wie der Flammenpyrolyse - gelang es, aus pyrogener Kieselsäure wesentlich kleinere Füllkörper herzustellen. Die Mikrofüller haben einen Durchmesser von 0,01-0,04  $\mu\text{m}$  und sind wesentlich kleiner als die Makrofüller (Leinfelder 1985, Willems et al. 1993). Füllungskunststoffe die als disperse Phase jene extrem kleinen Füllkörper beinhalten, bestechen zunächst durch ihre hervorragende Ästhetik. Zum einen, weil das Komposit, bedingt durch die Größe der Partikel, sehr homogen erscheint, und zum anderen durch die sehr gute Polierbarkeit der Partikel. Des Weiteren bieten die Füllkörper wenig Retentionsfläche für ein Herausreißen aus ihrem Materialverbund. Die hohe Abriebfestigkeit und folglich geringe Verschleißrate sind kennzeichnend für diese Materialien. Hinzu kommt, dass durch die äußerst glatte Oberflächenstruktur die Plaqueakkumulation minimiert ist (Janda 1988b).

Neben den genannten Vorteilen der Mikrofüllerkompositmaterialien ergeben sich aufgrund der geringeren Füllkörperkorngöße jedoch auch Nachteile. So besitzen die Füllkörper im Verhältnis zu ihrem Volumen eine relativ große Gesamtoberfläche, die den Füllstoffanteil der zahnärztlich-therapeutisch verarbeitbaren Materialien limitiert (Roeters and de Kloet 1992). Bezüglich ihrer Materialeigenschaften spiegelt sich dies in der Erhöhung des linearen thermischen Expansionskoeffizienten und der Polymerisationsschrumpfung wider (Lutz et al. 1983b, Janda 1988b, Ernst and Willershausen 2003).

### Inhomogene Mikrofüllerkomposite

Bedingt durch den geringen Füllstoffgehalt der Mikrofüllerkomposite und die damit verbundenen Nachteile war man bestrebt, einen höheren Füllstoffanteil zu erzielen, ohne dabei eine extreme Viskositätserhöhung in Kauf nehmen zu müssen. Mit Hilfe der so genannten Mikrofüller-Komplexe konnte man diesem Anspruch gerecht werden.

Es handelt sich bei der Gruppe der "Mikrofüllerkomplex-Komposite" letztlich um die Kombination einer mit pyrogenen Siliziumdioxidpartikeln (Mikrofüller) angereicherten organischen Matrix, die als weiteren Füllstoff Mikrofüllerkomplexe enthält. Diese Mikrofüllerkomplexe können entweder in Form von silanisierten

meist splitterförmigen oder kugelförmigen Vorpolymerisaten oder aber in Form von Agglomeraten, also rein anorganischen "Anhäufungen" aus pyrogenem Siliziumdioxid, hinzugefügt werden (Lutz et al. 1983b, Roulet 1987).

Ebenso wie die homogenen Mikrofüllerkomposite zeichnen sich die inhomogenen Mikrofüllerkomposite durch ihre guten Oberflächeneigenschaften aus, wodurch hervorragende ästhetische Resultate erzielt werden können (Mazer and Leinfelder 1992). Der Nachteil dieser Materialien besteht jedoch in dem unzureichenden Verbund zwischen Vorpolymerisat und organischer Matrix, der einen Schwachpunkt dieser Materialien darstellt (Roulet 1987). Dies zeigt sich zum einen in ihrer geringen Abrasionsfestigkeit (Suzuki et al. 1996) und zum anderen in extremen Ermüdungserscheinungen infolge ihrer geringen Biegebruchfestigkeit (Roulet 1985). Suzuki et al. versuchten den Verbund zwischen den Füllkörpern und der Matrix zu verbessern, indem sie spezielle Vorpolymerisate, die so genannten TMPT-Füllkörper verwendeten. Diese sind aufgrund von Doppelbindungen in der Lage, mit der organischen Matrix zu copolymerisieren (Suzuki et al. 1982). Durch die optimierte Verbundphase beider Komponenten konnten die mechanischen Eigenschaften vor allem aber die Verschleißresistenz der Mikrofüllerkomposite verbessert werden (Suzuki et al. 2005).

### Hybridkomposite

Die Hybridkomposite vereinen durch ihre heterogenen Füllkomponenten die jeweils positiven Eigenschaften der konventionellen Komposite bzw. der Mikrofüllerkomposite. So werden die optimalen physikalischen Eigenschaften der als Makrofüller verwendeten Gläser mit der hervorragenden Politurfähigkeit der als Mikrofüller eingesetzten pyrogenen Kieselsäure kombiniert. Die Mikrofüller ermöglichen mit einer Partikelgröße von 0,04 µm die Verstärkung der organischen Kunststoffmatrix, so dass Verschleißunterschiede zwischen den anorganischen Makrofüllern und der Matrix verringert werden. Aufgrund des Makrofüllergehalts weisen die Hybridkomposite im Vergleich zu den konventionellen Kompositen eine bessere, jedoch nicht optimale Oberflächenbeschaffenheit auf. Um diesen Nachteil zu relativieren, ist bei modernen Hybridkompositen die Teilchengröße der enthaltenen Makrofüller auf 0,4 bis 1 µm reduziert.

Generell zeichnen sich Hybridkompositmaterialien durch eine relativ gute Volumenkonstanz bei akzeptabler Oberflächenglätte, einem im Vergleich zur

Zahnhartsubstanz günstigeren thermischen Expansionskoeffizienten und einer geringeren Polymerisationsschrumpfung gegenüber mikrogefüllten oder konventionellen Kompositmaterialien aus (Lutz et al. 1983b, Kullmann 1985, Lambrechts et al. 1987, Roulet 1987, Bullard et al. 1988, Willems et al. 1993).

Die zuvor dargestellte Einteilung der Komposite scheint insofern überholt, da Materialien berücksichtigt sind, die zur heutigen Zeit nicht mehr verwendet werden. Eine weitere Klassifikation ist nach WILLEMS gegeben (Willems et al. 1992), der die bewährten Hybridkomposite nach Füllstoffgrößen und -volumina differenziert.

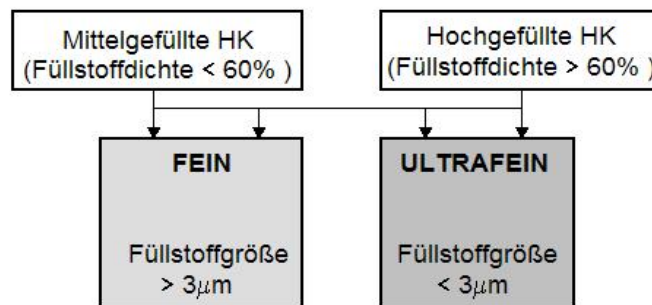


Abb. 2.2 Klassifikation der Hybridkomposite (HK) nach Willems et al. (1992)



In Bezug auf die mittlere Füllkörpergröße der enthaltenen Makrofüller ist eine weitere Unterteilung der Hybridkompositmaterialien möglich (Ernst and Willershausen 2003):

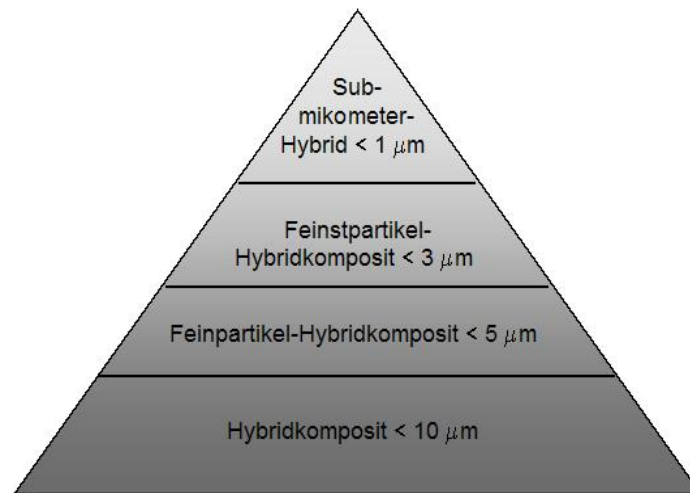


Abb. 2.3 Einteilung der Hybridkomposite nach Größe der Makrofüller in Anlehnung an Ernst (Ernst and Willershausen 2003)

In Europa existiert mit dem Kompositmaterial *Filtek Supreme* (3M ESPE) ein Produkt, das als so genanntes Nanofüllerkomposit bezeichnet wird. Nanofüller werden nicht durch Mahlen, sondern nach dem Sol-Gel-Verfahren hergestellt. Dabei verhindert eine Oberflächenbeschichtung, dass sich die Primärpartikel während ihrer Entstehung aneinander anlagern. Ebenso kann aber auch die Aggregation der Partikel gefördert, und ihre Verfestigung ab einer Größenordnung von einem Mikrometer durch "Brennen" erzielt werden. Von der Firma 3M ESPE werden die Nanofüller-Primärpartikel als "Nanomere", die Nanofüller-Agglomerate als "Nanocluster" bezeichnet. Die disperse Phase des Komposits *Filtek Supreme* (3M ESPE) besteht aus freien Nanomeren (20 bis 75 nm) und agglomerierten Nanoclustern (Clustergröße 0,6 bis 1,4  $\mu\text{m}$  bei einer Einzelpartikelgröße von 5 bis 75 nm) (3M 2005). Um den Füllgrad des Komposits zu erhöhen, werden in anderen Materialien (z.B. *Grandio*, *VOCO*) neben den Nanofüller-Primärpartikeln Glaskeramikfüller verwendet (VOCO 2006). Die Vorteile eines hochgefüllten Komposits bestehen in der Erhöhung der Bruchfestigkeit, der Oberflächenhärte und damit der Abrasionsstabilität, bei gleichzeitiger Verminderung der Polymerisationsschrumpfung (Mitra et al. 2003). In der von ERNST et al.

durchgeführten klinischen Studie konnten sich die Nanofüller-Komposite bereits bewähren (Ernst et al. 2006). Weitere Untersuchungen sind jedoch notwendig, um den langfristigen Erfolg dieser Materialien zu bestätigen.

#### **2.1.4 Polymerisation**

Die Aushärtung der Kompositmaterialien erfolgt durch die Vernetzung der Monomere zu einem dreidimensionalen stabilen Polymergerüst. Die Reaktion, die dieser Umsetzung zugrunde liegt, ist die radikalische Polymerisation und wird exogen katalysiert. Sie benötigt also Initiatoren, durch deren Aktivierung freie Radikale entstehen, welche nunmehr die im Monomer vorhandenen Doppelbindungen aufspalten und die Polymerisationsreaktion starten. Das Kettenwachstum wird so lange fortgeführt bis zwei Radikale aufeinander treffen und/oder kein weiteres Monomer zur Reaktion zur Verfügung steht (Roulet 1987, Janda 1988b). Ein Ende der Kettenbildung erfolgt jedoch auch in der Gegenwart von Luftsauerstoff. Der biradikale Sauerstoff kann mit den Monomer- und Initiatorradikalen interagieren und wirkt somit polymerisationshemmend (Roulet 1987). An der Oberfläche des dem Sauerstoff ausgesetzten Materials bildet sich eine dünne, nicht erhärtende Kompositschicht. Diese wird als Sauerstoffinhibitionsschicht bezeichnet (Ruyter 1981).

Bei den Initiatorsystemen handelt es sich um chemische Initiatoren, Photoinitiatoren oder einer Kombination aus beiden. Ihre Aktivierung erfolgt über Wärme, Licht oder chemische Energie. Die Hitzehärtung, welche im Vergleich zur chemischen Initiation oder Photoinitiation zum höchsten Vernetzungsgrad führt (Füllemann and Lutz 1988), wird bei der Verarbeitung in der Mundhöhle ausgeschlossen. Eine relevante Unterscheidung bezüglich der in der Zahnmedizin verwendeten Füllungskunststoffe lässt sich auf die chemisch initiierten und die photoinitiierten Materialien beschränken (Janda 1988b).

Die chemisch initiierten Materialien (Autopolymerisate) werden in der Regel als Zwei-Pasten-Systeme angeboten, wobei die Polymerisation durch das Mischen beider Pasten gestartet wird. Die photoinitiierten Materialien (Photopolymerisate) sind Ein-Pasten-Systeme. Sie enthalten in ihrer organischen Phase einen Photoinitiator als Reaktionsauslöser. Das Absorptionsmaximum des zumeist verwendeten Diketon Campherchinon liegt bei einer Wellenlänge von 468 nm (Taira et al. 1988). Dementsprechend emittieren die Lichtpolymerisationsgeräte in

einem Blaulichtbereich von 400 bis 520 nm und können so die Aktivierung des Initiators bewirken (Bassiouny and Grant 1978).

## 2.1.5 Eigenschaften

### 2.1.5.1 Polymerisationsschrumpfung

Die während der Polymerisation stattfindende Verknüpfung von Monomeren zu Makromolekülen führt zu einer materialspezifischen Volumenabnahme von 1,5 bis 7,1 % (Bausch et al. 1982, Davidson and De Gee 1984, Feilzer et al. 1988). Diese als Polymerisationsschrumpfung bezeichnete Kontraktion wird durch die Chemie des Polymerisationsmechanismus verursacht und ist im Wesentlichen die Folge molekularer Strukturveränderungen. Sie wird vom Monomertyp, dem anorganischen Füllkörpergehalt, der Konversionsrate und dem Initiatorgehalt des Komposits beeinflusst (Asmussen 1975, Roulet 1987, Feilzer et al. 1988, Janda 1988a, Eick et al. 1993).

Durch die Adhäsivtechnik wird das Komposit fest mit der Zahnhartsubstanz verbunden. Die aus dem Verbund resultierenden Haftkräfte wirken denen der Polymerisationsschrumpfung entgegen, so dass durch die Kontraktion des am Kavitätenrand haftenden Komposits Spannungen verursacht werden, die verstärkt entlang der adhäsiven Verbundgrenzen auftreten (Feilzer et al. 1990b).

Für die Qualität und Liegedauer einer Kompositrestauration ist die Reduktion der an den Grenzflächen von Komposit und Zahnhartsubstanz wirkenden Spannungen essentiell, da sie die Randqualität negativ beeinträchtigen und trotz wirksamer Haftvermittler zum Versagen der Versorgung beitragen (Bowen et al. 1983, Davidson et al. 1984, Hilton and Ferracane 1999).

### 2.1.5.2 "Flow"-Phase und C-Faktor

Das Ausmaß des Polymerisationsschrumpfungsstressses kann durch das Fließverhalten eines Komposits teilweise kompensiert werden. Zu Beginn der Abbindephase, der so genannten plastischen- oder auch "Flow"-Phase, ist der Vernetzungsgrad der Monomere noch relativ gering. Das Komposit ist plastisch verformbar, so dass initial kaum Spannungen auftreten (Davidson and De Gee 1984). Entscheidend für die Randqualität einer Kompositrestauration ist demnach die Kontraktion des Materials in der "Gel"-Phase. Sie wird auch als starre oder

steife Phase der Polymerisation bezeichnet, da die Monomere zu diesem Zeitpunkt "Cluster" bilden, was mit dem Verlust ihrer Beweglichkeit einhergeht (Bausch et al. 1982). Durch den höheren Vernetzungsgrad gewinnt das Material an Festigkeit und die Stresskompensation durch "Flow" nimmt ab. Beeinflusst wird die "Flow"-Phase von der Lichtintensität, dem verwendeten Komposittyp und dem Konfigurationsfaktor "C-Faktor" (Feilzer et al. 1990b, Feilzer et al. 1995).

Der C-Faktor gibt an, in welchem Verhältnis die gebundenen zu den ungebundenen Flächen in einer Restauration stehen (Davidson et al. 1984). Die Polymerisationsschrumpfung beansprucht die adhäsiven Verbundgrenzen um so mehr, je weniger freie Kompositoberfläche für die Kompensation des Volumenverlustes durch das "Nachfließen" des Materials während der initialen Polymerisationsphase zur Verfügung steht (Feilzer et al. 1990b). Demnach stellen die Haftkräfte des adhäsiven Verbunds von Komposit und Zahnhartsubstanz einen Widerstand dar, der einer ungehinderten Schrumpfung entgegenwirkt.

Durch den C-Faktor ist es möglich, die zu erwartenden Kontraktionsspannungen mit den Haftwerten zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu vergleichen und dadurch eine Prognose über den Erfolg adhäsiver Restaurationen in verschiedenen Kavitätenformen zu geben. In diesem Zusammenhang ist bei einer Klasse-IV-Kavität von sehr günstigen Voraussetzungen auszugehen, hingegen bei Restaurationen einer Klasse I oder V wesentlich höhere Spannungen zu erwarten sind. Folglich trägt ein günstiger C-Faktor zur Spannungskompensation bei, was sich stressmindernd auf die adhäsiven Verbundgrenzen auswirkt und die Randqualität positiv beeinflusst (Davidson et al. 1984, Feilzer et al. 1987).

Im Unterschied zu den Autopolymerisaten schrumpfen Photopolymerisate initial schneller und stärker, was eine größere Stress- bzw. Spannungsentwicklung zur Folge hat (Feilzer et al. 1988, Krejci and Lutz 1991, Bouschlicher et al. 1997). Des Weiteren beschleunigen bei der photoinitierten Polymerisationsreaktion hohe Lichtintensitäten den zeitlichen Verlauf der Monomerverkettung, so dass durch die damit einhergehende Verminderung der Fließfähigkeit kaum eine Reduktion des Kontraktionsstresses erzielt werden kann (Reinhardt 1991a, Uno and Asmussen 1991, Mehl et al. 1997).

### 2.1.5.3 Elastizitätsmodul

Das Elastizitätsmodul (E-Modul oder Youngscher Modul) ist eine Materialkonstante, die das Verhältnis von Spannung zur Dehnung bei Zug- oder Druckbelastungen kennzeichnet. Dabei gilt: Je größer das E-Modul eines Materials, desto geringer ist die Verformung, die bei einer definierten Kraft pro Fläche auftritt.

Die Werte der Komposite liegen in einem Bereich von 5000 bis 27 000 MPa (Roulet 1988, Willems et al. 1993), die des Schmelzes und des Dentins bei 87 680 bzw. 24 000 MPa (Urabe et al. 2000). KEMP-SCHOLTE und DAVIDSON konnten zeigen, dass sich ein geringes Elastizitätsmodul günstig auf die Randqualität von Klasse-V-Kavitäten auswirkt, da die Spannungen der Polymerisationsreaktion überwiegend kompensiert werden können (Kemp-Scholte and Davidson 1990b). In okklusionstragenden Bereichen des Seitenzahnbereichs ist der Einsatz dieser Materialien eher kritisch einzuschätzen, da sie durch die Kaukräfte stärker deformiert werden und somit die marginale Adaptation der Restauration gefährden. Aus diesem Grund sollten Kompositmaterialien zur Verwendung im Seitenzahnbereich ein dem Dentin ähnliches Elastizitätsmodul aufweisen (Willems et al. 1993).

### 2.1.5.4 Hygroskopische Expansion

Unter der hygroskopischen Expansion versteht man die Ausdehnung eines Kompositmaterials infolge Wasseraufnahme. Dabei diffundieren die Wassermoleküle in die organische Matrix und verursachen dort die Aufspaltung der Polymerketten, wodurch die mechanischen Eigenschaften eines Komposits beeinträchtigt werden (Söderholm 1988). Der Prozess der hygroskopischen Expansion erfolgt über einen längeren Zeitraum, da es sich bei der Diffusion um einen zeitabhängigen Prozess handelt, dessen Geschwindigkeit unter anderem vom Material und dem Verhältnis zwischen Oberfläche und Volumen der Restauration abhängig ist (Fan et al. 1985, Feilzer et al. 1990a).

Die wasserbedingte Volumenzunahme wird als ein Kompensationsmechanismus der Polymerisationsschrumpfung diskutiert (Bowen et al. 1982, Hansen and Asmussen 1989, Feilzer et al. 1990a, Koike et al. 1990). So ist durch die Expansion des Materials eine Verringerung des Schrumpfungsspalts möglich (Huang et al. 2002b, Huang et al. 2002a), jedoch kann in marginalen Bereichen

der Restauration ein Haftverlust im Sinne des bakteriendichten Verbunds sicher nicht ausgeglichen werden.

#### 2.1.5.5 Thermisches Ausdehnungsverhalten

Der lineare thermische Ausdehnungskoeffizient ( $\alpha$ ) gibt die relative Längenänderung eines Materials bei einer Temperaturänderung von 1 °K an.

Bei Kompositmaterialien kann dieser Wert in Abhängigkeit vom Füllstoffgehalt zwischen  $17,4$  und  $83,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$  variieren (Dermann et al. 1979, Kullmann and Pötters 1984, Yamaguchi et al. 1989). Hingegen liegen die Werte von Schmelz und Dentin in Bereichen von  $8$  bis  $10 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$  (Stettmaier et al. 1978). Bei Temperaturwechselbelastungen führen diese Unterschiede zu einer starken Beanspruchung des Verbunds von Zahnhartsubstanz und Komposit, die sich in einer Beeinträchtigung der Randqualität und in Perkulationsphänomenen bemerkbar machen können (Bullard et al. 1988, Torstenson and Brännström 1988, Koike et al. 1990, Momoi et al. 1990).

## 2.2 Adhäsivtechnik

### 2.2.1 Adhäsion

Adhäsion umfasst die Haftkräfte an den Kontaktflächen zweier unterschiedlicher oder gleicher Stoffe, bedingt durch mechanische oder chemische Kräfte. In der Zahnmedizin wird mit Hilfe der Adhäsivtechnik eine Verankerung des Kompositmaterials an der Zahnhartsubstanz angestrebt (Roulet and Blunck 1996). Prinzipiell muss das Substrat (Zahnhartsubstanz) eine geringe Oberflächenenergie aufweisen, um eine effiziente Benetzung durch eine oberflächenaktive Substanz (Adhäsiv) erzielen zu können (Erickson 1992). Diesbezüglich kann die Adhäsion durch verschiedene Mechanismen realisiert werden.

### 2.2.2 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. Der kristalline Anteil des Schmelzes - in die organische Matrix eingebettet - besteht hauptsächlich aus Kalzium und Phosphor und liegt

überwiegend als Hydroxylapatit vor, 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 (Schröder 2000).

Mikromorphologisch lassen sich Schmelzprismen mit einem Durchmesser von 4 bis 7  $\mu\text{m}$  erkennen (Radlanski et al. 1988, Gwinnett 1992a). Sie sind das gemeinsame Produkt nebeneinander liegender Ameloblasten. Ihre unterschiedlich ausgerichteten Sekretionsfelder greifen ineinander, so dass die Orientierung der Kristallite variiert und man Prismenstäbe, interprismatischen bzw. Zwischenstab-Schmelz und Prismenscheide (organische Matrix) unterscheiden kann (Schröder 2000). Die Schmelzprismen verlaufen, ausgehend von der Schmelz-Dentin-Grenze, in S-förmigen Bögen zur Schmelzoberfläche. Im Bereich des Zahnhalses treten sie fast senkrecht an die Oberfläche, im Bereich der Zahnkrone treffen sie eher schräg auf (Radlanski et al. 1988). Bei Milchzähnen und in Grübchen, Fissuren sowie im Zahnhalsbereich bleibender Zähne findet man Areale prismenfreien Schmelzes, welcher in der Endphase der Amelogenese entsteht (Gwinnett 1966, Gwinnett 1967, Schröder 2000).

Im oralen Milieu ist die Schmelzoberfläche immer von einem Proteinfilm, dem so genannten Schmelzoberhäutchen oder Pellikel überzogen. Er setzt sich aus Aminosäuren, Kohlenhydraten und Proteinen des Speichels zusammen und ist für die relativ geringe Oberflächenenergie (28 dynes/cm) des Zahnschmelzes verantwortlich (Retief 1973, Jendresen and Glantz 1981, Gwinnett 1988). Durch die Bearbeitung der Zahnhartsubstanz wird das Pellikel entfernt, allerdings bildet sich oberflächlich erneut eine Schicht mit geringer Oberflächenenergie. Diese wird als Schmierschicht (engl.: „smear layer“) bezeichnet und setzt sich aus Gewebstrümmern, Speichelpräzipitaten und in der Mundhöhle vorkommenden Bakterien zusammen (Eick et al. 1970, Boyde 1976, Gwinnett 1984, Pashley 1984). Pellikel und Schmierschicht sind oberflächliche Kontaminationen der Zahnhartsubstanz, die dem adhäsiven Verbund von Zahn und Kunststoff entgegenwirken (Jendresen and Glantz 1981, Gwinnett 1988).

### 2.2.3 Haftmechanismen am Schmelz

Den Grundstein für eine zahnärztliche Füllungstherapie auf der Basis der Adhäsivtechnik legte BUONOCORE in den fünfziger Jahren mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik (Buonocore 1955). Er erkannte, dass die Haftung von Kunststoff an gereinigten Zahnoberflächen durch 30 s Schmelzätzung mit 85%iger Phosphorsäure entscheidend verbessert werden kann. Durch die Säure werden organische Kontaminationen der Schmelzoberfläche wie Pellikel und Schmierschicht beseitigt, die Oberflächenenergie (72 dynes/cm) erhöht, die Benetzbarkeit gesteigert und durch die Erzeugung von Mikroporositäten die Oberfläche vergrößert (Retief 1973, Jendresen and Glantz 1981, Gwinnett 1988, Baier 1992).

Die Hydroxylapatitkristalle in einem Schmelzprisma sind in unterschiedlichem Maße säurelöslich, so dass die Schmelzprismenstrukturen selektiv und in Abhängigkeit von ihrer Anordnung zur angreifenden Säure aus dem Zahnschmelz herausgelöst werden (Buonocore 1955, Buonocore 1963, Castagnola et al. 1975). Die Konditionierung mit einer 30 bis 40%igen Phosphorsäure führt zum Verlust oberflächlicher Schmelzanteile in einer Ausdehnung von 7 bis 12  $\mu\text{m}$  und gleichzeitig zur Vergrößerung der Haftoberfläche, bedingt durch das Aufrauen der tieferen Schmelzanteile bis zu einer Tiefe von 5 bis 50  $\mu\text{m}$  (Swift et al. 1995). Das so definierte Ätzmuster ist mikromechanisch nutzbar, da es ein Einfließen von gefüllten und ungefüllten Adhäsiven in die freigelegten Mikroporen und Kanäle ermöglicht, die im polymerisierten Zustand eine innige Verzahnung mit dem Zahnschmelz erzeugen (Buonocore et al. 1968, Nakabayashi et al. 1982, Asmussen and Uno 1992). Die aus diesem Verbund resultierenden Haftkräfte sind ausreichend, um den Kräften der Polymerisationsschrumpfung wirksam entgegen zu treten (Davidson et al. 1984, Blunck and Roulet 1997, Frankenberger et al. 1997, Opdam et al. 1998c).

Quer zu ihrer Längsachse angeschnittene Schmelzprismen eignen sich sehr gut zur Ausbildung eines retentiven Ätzmusters (Crawford et al. 1987), so dass sich höhere Haftwerte erzielen lassen (Carvalho et al. 2000, Shimada and Tagami 2003). Die Ansträgung der schmelzbegrenzten Ränder einer Kavität wird daher empfohlen (Lutz et al. 1984, Dietschi et al. 1995a, Opdam et al. 1998b). Allerdings konnten IKEDA et al. auch im parallel angeschnittenen Schmelz hohe Haftwerte ermitteln (Ikeda et al. 2002).



Eine Phosphorsäurekonzentration von 30-40% führt zu gut ausgeprägten Ätzmustern (Silverstone 1974, Gottlieb et al. 1982). Höhere Säurekonzentrationen hinterlassen schwächer ausgeprägte Ätzmuster (Manson-Rahemtulla et al. 1984), während geringere Säurekonzentrationen (unter 27%) die Bildung schwer löslicher Präzipitate begünstigen (Chow and Brown 1973, Retief and Denys 1989, Legler et al. 1990). Heute verwendet man zur Schmelzkonditionierung hauptsächlich 37%ige Phosphorsäure (Swift et al. 1995). Um die Säure gezielt applizieren zu können, hat sich die Verwendung von Ätzgelen durchgesetzt. Im Vergleich zu Ätzflüssigkeiten lassen sich mit ihnen gleich gute Konditionierungsergebnisse erzielen (Noack and Roulet 1987).

SILVERSTONE fand in seinen Untersuchungen heraus, dass Phosphorsäure, die für 60 s auf den Zahnschmelz appliziert wird, zur Ausbildung qualitativ hochwertiger Ätzmuster führt (Silverstone 1974). Eine Säureeinwirkzeit von 60 s wurde lange als optimal angesehen und empfohlen (Dennison and Craig 1978). Es konnte jedoch gezeigt werden, dass kürzere Einwirkzeiten von 10 bzw. 15 s morphologisch identische Oberflächenveränderungen des Zahnschmelzes und ebenso gute Haftwerte erzeugen (Brännström and Nordenvall 1977, Barkmeier et al. 1986, Hosoya 1991, Triolo et al. 1993).

Um optimale Haftwerte erzielen zu können, ist eine ausreichende Entfernung der Auflagerungen oder Präzipitate notwendig (Beech and Jalaly 1980, Tagami et al. 1988). Üblicherweise wird dieser Arbeitsschritt durch das sorgfältige Absprühen der Schmelzoberfläche realisiert, wobei ein Zeitintervall von 10 bis 20 s empfohlen wird (Van Meerbeek et al. 1992a). Allerdings stellten SUMMITT et al. fest, dass ein Absprühen von einer Sekunde ebenso effektiv ist wie ein zwanzig Sekunden anhaltenden Sprühvorgang, was nicht unwesentlich vom Wasserdruck des Sprühstrahls abhängt (Summitt et al. 1992, Summitt et al. 1993).

Ein besonderes Problem der Adhäsivtechnik ist die Empfindlichkeit des Ätzmusters gegenüber Atemluft, Speichel, Sulkusflüssigkeit oder Blut (Christensen 1992). FRANKENBERGER et al. stellten fest, dass eine Kontamination mit Speichel zu einer signifikanten Reduktion der Haftwerte von 24,2 auf 10,5 MPa führt (Frankenberger et al. 1997). Um die Exposition des Ätzmusters gegenüber Feuchtigkeit zu verhindern, wird die Anwendung von Kofferdam empfohlen (Christensen 1994).

### 2.2.4 Dentin

Dentin ist im Vergleich zu Schmelz ein vitales Gewebe. Es besteht zu 45 Vol% aus anorganischen Bestandteilen (Hydroxylapatit), zu 30 Vol% aus organischen Bestandteilen (Typ-I-Kollagen) und enthält letztlich 25 Vol% Flüssigkeit (Wasser) (Schröder 2000).

Bei den bezüglich der Haftung relevanten Strukturelementen handelt es sich um das intertubuläre Dentin und die Dentinkanälchen- bzw. tubuli. Die Tubuli durchziehen das Dentin in seiner gesamten Schichtstärke. Sie sind von peritubulärem Dentin umgeben und beinhalten Kollagenfasern, Odontoblastenfortsätze, Dentinliquor und auch Nervenfasern (Schröder 2000). Zwischen ihnen befindet sich das intertubuläre Dentin. Peritubuläres Dentin - etwa 0,5 µm dick - ist homogener, stärker mineralisiert und weniger säureresistent als die Masse des intertubulären Dentins (Marshall 1993, Marshall et al. 1997).

Das Verhältnis der von den Tubuli eingenommenen Fläche zu der von intertubulärem Dentin beanspruchten Fläche nimmt von der Pulpa zur Peripherie stark ab. Die Anzahl der Tubuli pro Fläche sinkt von ungefähr 45.000/mm<sup>2</sup> im pulpanahen Bereich auf 20.000/mm<sup>2</sup> an der koronalen Schmelz-Dentin-Grenze. Parallel verringern sich auch ihre Durchmesser von 2,5 auf 0,8 µm. Folglich reduziert sich ihr prozentualer Flächenanteil von etwa 22 % im pulpanahen Bereich auf nur ca. 1 % im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze (Garberoglio and Brännström 1976, Pashley 1991). Der sich in den Tubuli befindende Dentinliquor wird von der Pulpa gebildet, wobei der Flüssigkeits-Druckgradient in den Dentinkanälchen, bedingt durch den hydrostatischen Druck einer gesunden Pulpa von 20-30 mm Hg, nach außen gerichtet ist (Mitchem and Gronas 1991). Demzufolge führt eine Eröffnung der Tubuli zu einem von der Pulpa ausgehenden kontinuierlichen Liquor-Austritt (Pashley 1991). Dentin ist also ein hydrophiles Substrat, welches sich in vivo niemals absolut trocknen lässt. Die Komponenten eines Dentinhaftmittels müssen daher hydrophil bzw. wasserkompatibel sein, um eine mikromechanische Verankerung des Komposits an der Zahnhartsubstanz erzielen zu können.

Wie auch am Schmelz entsteht bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins eine aus Gewebstrümmern, Speichelpräzipitaten und Bakterien zusammengesetzte Schmierschicht (Eick et al. 1970). Morphologie, Dicke und

Zusammensetzung dieser inhomogenen Schicht variieren mit der Art der instrumentellen Bearbeitung (Gwinnett 1984). Die Gewebstrümmer sind 1 bis 5  $\mu\text{m}$  in die Eingänge der Dentintubuli eingepresst (Eick et al. 1991), wodurch die Dentinpermeabilität drastisch herabgesetzt wird (Pashley 1984, Pashley 1990, Tagami et al. 1990). Die Wanderung der Mikroorganismen - jedoch nicht ihrer Toxine - in Richtung Pulpa ist erschwert und der Liquor-Fluss gehemmt (Brännström 1984, Pashley 1984, White et al. 1989).

Die Entfernung der Schmierschicht und die Demineralisation der Dentinoberfläche ermöglichen oberflächenaktiven Substanzen, wie den Primer-Monomeren, in das freigelegte Kollagenfaserwerk und die eröffneten Dentintubuli einzudringen, so dass in der Folge hohe Haftfestigkeiten erzielt werden können (Chappell et al. 1990). Allerdings muss auch mit einer Erhöhung der Dentinpermeabilität gerechnet werden, was in vivo zum verstärktem Austritt von Dentinliquor und damit zur Beeinträchtigung der Dentinhaftung führen kann (Pashley et al. 1981, Terkla et al. 1987, Mitchem et al. 1988, Tao and Pashley 1989, Prati et al. 1991).

Prinzipiell ist der Verbund der Schmierschicht zum strukturierten, intakten Dentin schwach und die Oberflächenenergie gering (Gwinnett 1984, Pashley 1990, Pashley 1992a).

### **2.2.5 Haftmechanismen am Dentin**

Um eine Haftung mit dem kompakten Dentin unterhalb der präparationsbedingten Schmierschicht aufbauen zu können, muss diese entfernt oder zumindest teilweise aufgelöst bzw. modifiziert werden. Durch die Applikation einer Säure bzw. sauren Monomerlösung wird das Dentin oberflächlich demineralisiert, die Tubulieingänge eröffnet und das Kollagenfasernetzes im intertubulären Bereich freigelegt. Anschließend können hydrophile bzw. amphiphile Monomere in das kollagene Netzwerk einfließen. Diese werden durch den Polymerisationsvorgang stabilisiert, so dass das Kollagenfaserwerk anschließend von einem Polymernetz durchflochten wird. Daraus ergibt sich eine klinisch relevante und biostabile Haftung, die als Hybridschicht (engl.: "hybrid layer") bezeichnet wird (Nakabayashi et al. 1982). Dass diese auch unter klinischen Bedingungen vorhanden ist, konnte vielfach demonstriert werden (Gwinnett and Kanca 1992, Nakabayashi et al. 1992, Walshaw and McComb 1994, Tay et al. 1995a). Gleichzeitig etabliert sich die Hybridschicht auch in den freigelegten und trichterförmig erweiterten

Tubulieingängen in Form von Kunststoffzapfen (engl.: “resin tags”), die jedoch mit 1 bis 6 MPa nur wenig zur Dentinhaftung beitragen (Prati et al. 1990).

In Abhängigkeit von der Behandlung der Schmierschicht lassen sich zum Erreichen einer Dentinhaftung drei Strategien differenzieren (Van Meerbeek 1997):

- Erhaltung und Imprägnierung der Schmierschicht
- vollständige Entfernung der Schmierschicht durch Säuren – Etch&Rinse-Technik
- Modifikation der Schmierschicht durch saure Lösungen

#### Erhaltung und Imprägnierung der Schmierschicht:

Analog zur Schmelz-Ätz-Technik wurden erste Versuche zur Dentinhaftung von BUONOCORE und Mitarbeitern unternommen (Buonocore et al. 1956).

Zunächst wurde eine Ankoppelung an die das Dentin nach der Präparation bedeckende Schmierschicht angestrebt, ohne dass diese einer Vorbehandlung unterzogen wurde. Entsprechende Adhäsive enthielten bifunktionelle Moleküle, um eine chemische Bindung des Komposits an organische bzw. anorganische Bestandteile des Dentins zu ermöglichen. Es handelte sich im Wesentlichen um Ionen- oder Chelatbindungen durch Phosphate, Carboxylate oder Chlorophosphate des Adhäsivs zu den Kalziumionen des Dentins sowie um kovalente Bindungen zwischen den Adhäsiv-Aldehydgruppen und dem Kollagenetzwerk (Asmussen and Munksgaard 1985, Swift et al. 1995). Der entscheidende Nachteil dieser Adhäsive bestand in verhältnismäßig geringen Haftwerten von 2 bis 6 MPa, zudem wurde der Verbund durch hydrolytische Zersetzungsprozesse in der nicht eliminierten Schmierschicht beeinträchtigt. Die Haftwerte entsprechen ungefähr der Eigenfestigkeit oder der Haftkraft der Schmierschicht am Dentin (Reinhardt et al. 1987, Barkmeier and Cooley 1989, Haller et al. 1991).

Da diese Dentinhaftmittel den Anforderungen für den klinischen Einsatz nie gerecht werden konnten, sind sie derzeit auch nicht mehr erhältlich (Blunck and Haller 1999). Die heute verwendeten Adhäsivsysteme entfernen die Schmierschicht oder modifizieren sie durch geeignete Agenzien (Retief 1991).

### Entfernung der Schmierschicht – Etch&Rinse-Technik:

Die selektive Ätzung der dünnen Schmelzareale erweist sich klinisch als sehr schwierig und nicht immer umsetzbar, so dass die simultane Konditionierung beider Zahnhartsubstanzen wünschenswert erscheint (Frankenberger 2002).

Bei der so genannten Total-Ätz-Technik werden Schmelz und Dentin gemeinsam konditioniert. Da die Säure anschließend wieder abgesprüht wird, spricht man sinnvoller Weise auch von einer Ätz-und-Sprüh-Technik (engl.: “etch&rinse-technique”), so dass die Nomenklatur der Total-Ätz-Technik überholt ist (Blunck 2006).

Zur Entfernung der Schmierschicht sowie zur Demineralisation der Dentinoberfläche werden neben der anorganischen Phosphorsäure auch organische Säuren wie Maleinsäure, Salpetersäure, Oxalsäure, Zitronensäure sowie der Komplexbildner EDTA als Konditionierungsmittel verwendet (Haller 1994). Im Hinblick auf eine mögliche Irritation und Gefährdung der Pulpa wurde die Säureanwendung auf vitalem Dentin zunächst kritisch betrachtet (Retief et al. 1974, Stanley et al. 1975, Stanley 1992). Es konnte jedoch vielfach gezeigt werden, dass die Applikation einer Säure auf pulpanahe Dentinbereiche nicht zu einer direkten Schädigung der Pulpa führt, so dass die Ätzung des Dentins heute als unbedenklich gilt (Brännström and Nordenvall 1978, Kanca 1990, Cox 1992, White et al. 1994, Gilpatrick et al. 1996).

Zur Vorbereitung einer mikromechanischen Verankerung im vorbehandelten Dentin wird folgend ein penetrationsfähiges amphiphiles Monomer - der Primer - appliziert. Diese Monomere besitzen sowohl hydrophile als auch hydrophobe Molekülanteile. Sie dienen der Erhöhung der Oberflächenenergie und der Verbesserung der Benetzungseigenschaften des Dentins, so dass ein weiteres Monomer - das Adhäsiv - appliziert werden kann. Die klassischen, überwiegend hydrophoben Adhäsive sind das eigentliche Bindeglied bzw. der Haftvermittler zwischen dem mit einem Primer vorbehandelten Dentin und dem Komposit.

Der Haftmechanismus aller Adhäsivsysteme beruht prinzipiell auf drei klassischen Schritten:

1. Säuregestützte Konditionierung
2. Priming
3. Bonding (Applikation des Adhäsivs)

Diese werden von den heute marktüblichen Systemen in unterschiedlichem Maße zusammengefasst, so dass sie sich in der Anzahl ihrer Applikationsschritte voneinander unterscheiden (Lutz et al. 1993, Blunck and Haller 1999).

#### 2.2.5.1 Säuregestützte Konditionierung

Beim Einsatz aktueller Etch&Rinse-Systeme wird ein 20 bis 40 %iges Phosphorsäure-Gel verwendet, das für maximal 20 s auf der Dentinoberfläche verbleibt. Nach der Säurekonditionierung wird das Dentin abgesprüht, was die Eliminierung sämtlicher gelöster anorganischer Bestandteile oder Präzipitate zur Folge hat (Van Meerbeek et al. 1993a, Sano et al. 1994, Perdigao et al. 1996b).

In Abhängigkeit von der Art der Säure, ihrer Konzentration und der Dauer ihrer Applikation, werden oberflächliche Demineralisationstiefen des Dentins von 15 µm (Fukushima and Horibe 1990), bei längeren Ätzzeiten sogar bis zu 25 µm erzielt (Inokoshi et al. 1993, Uno and Finger 1996). Die Pufferkapazität des Hydroxylapatits limitiert dabei die Penetrationstiefe der Säure (Wang and Hume 1988). WANG et al. stellten zudem fest, dass die Demineralisationstiefe ansteigt, wenn die Säure in kreisenden Bewegungen auf die Dentinoberfläche aufgebracht wird (Wang and Spencer 2004). Daher sollte diese Vorgehensweise bei längeren Ätzzeiten vermieden werden.

In Folge der Säureapplikation wird das Hydroxylapatit der oberflächlichen Dentinareale gelöst und dadurch das Kollagenetzwerk freigelegt (Ruse and Smith 1991, Sano et al. 1994). Zudem werden die Eingänge der Tubuli geöffnet und im oberen Teil aufgrund selektiver Löslichkeit erweitert (Pashley et al. 1981, Pashley et al. 1993, Perdigao and Swift 1994). Zwischen den Kollagenfasern des demineralisierten Netzwerks bestehen kleinste interfibrilläre Räume (15 bis 20 nm), die durch Wasser freigehalten werden. Wird nach dem Ätzvorgang die Oberfläche mit Wasser abgespült und anschließend zu stark getrocknet, vermindert sich der Wasseranteil zwischen den Fibrillen. Dies führt zu einer Schrumpfung des Kollagengeflechts und zu einer Verringerung der Abstände zwischen den Fibrillen (Pashley et al. 1994, Carvalho et al. 1996). Da die Hydroxylapatitkristalle als Unterstützung der organischen Matrix nicht mehr vorhanden sind, besteht die Gefahr des Kollabierens (Kato and Nakabayashi 1996). In diesem Fall ist die Benetzbarkeit der säurekonditionierten Dentinoberfläche vermindert (Rosales et al. 1999), gleichzeitig ist die effiziente

Penetration des Kollagengeflechts durch einen Primer reduziert (Eick et al. 1997, Wang and Spencer 2002). Die Ausbildung einer optimalen Hybridschicht ist somit erschwert (Swift and Triolo 1992, Tay et al. 1996e, Tay et al. 1996d, Nakajima et al. 2000, Ferrari and Tay 2003, Schulze et al. 2005).

Nach der Konditionierung sollte die Zahnoberfläche deshalb nur vorsichtig getrocknet werden, so dass eine sichtbar feuchte, leicht glänzende Dentinoberfläche verbleibt (Gwinnett 1992b, Kanca 1992b, Finger and Uno 1996, Haller 2000). Ein Wasserüberschuss wird mit kurzen Luftstößen leicht verblasen oder mit einem geeigneten Applikatortip oder Pellet vorsichtig entfernt, so dass eine Verdünnung der Primerlösung vermieden wird. Ziel der als "moist bonding" bezeichneten Vorgehensweise ist es, die interfibrillären Zwischenräume offen zu halten und einen Kollaps des Kollagennetzwerks in jedem Fall zu vermeiden (Kanca 1992b, Gwinnett et al. 1996, Tay et al. 1996e). In diesem Zusammenhang ist eine weitere als "rewetting" bezeichnete Technik zu nennen, bei der die säurekonditionierte und anschließend luftgetrocknete Dentinoberfläche mit einem leicht angefeuchteten Applikatortip oder Pellet wieder anfeuchtet wird, um ein Wiederaufrichten der kollagenen Fasern zu bewirken (Kanca 1992b, Gwinnett 1994, Perdigao et al. 1999). Beide Vorgehensweisen werden bei der Etch&Rinse-Technik empfohlen (Pashley et al. 2001, Perdigao and Frankenberger 2001, Saeki et al. 2001).

Durch die Konditionierung des Dentins verbleibt eine Oberfläche mit geringer Oberflächenenergie, für deren effiziente Benetzung die Applikation einer oberflächenaktiven Substanz essentiell ist (Erickson 1992).

#### 2.2.5.2 Priming

Als Primer bezeichnet man wasserlösliche, amphiphile Monomere oder Monomergemische, die in der Lage sind, mit den Strukturen des Dentins zu reagieren. Ihre Amphiphilie und die wasserkompatiblen Molekülskelette sollen eine möglichst perfekte Benetzung und Durchdringung des konditionierten Dentins gewährleisten.

Der Primer wird auf das Dentin appliziert und vorsichtig getrocknet, so dass nach der Verdunstung des Lösungsmittels ein dünner Film zurückbleibt (Erickson 1992). Dieser haftet innig an der Dentinoberfläche und trägt direkt zum Komposit-Dentin-Verbund bei (Kanca 1992c, Lutz et al. 1993). Dabei interagieren die hydrophilen

Anteile (-OH; -COOH Gruppen) der Primer-Monomere mit der Hydrathülle der Kollagenfasern, während die hydrophoben Moleküle (Methacrylatgruppen) die Benetzung mit einem Adhäsiv ermöglichen. Des Weiteren sind die Methacrylatgruppen für die Polymerisation der Primer-Monomere untereinander, sowie für die Kopolymerisation mit den Monomeren des nachfolgenden Adhäsivs verantwortlich (Johnson et al. 1991). Die bifunktionellen Primer können in Wasser und/oder Ethanol bzw. Aceton gelöst sein, wobei sich letztere aufgrund ihrer Flüchtigkeit als sehr gute Lösungsmittel erwiesen haben (Van Meerbeek et al. 1994).

Ein in zahlreichen Primerlösungen enthaltenes Monomer ist HEMA. Aufgrund seiner Eigenschaften ist es in der Lage, die Oberflächenenergie des Dentins zu erhöhen. Gleichzeitig zeichnet es sich durch ein besonders gutes Penetrationsvermögen aus, fördert die Penetration anderer Monomere und kann die Expansion eines kollabierten Kollagennetzwerkes unterstützen (Nakabayashi and Takarada 1992, Eick et al. 1993, Pashley et al. 1994). Ferner wird von HEMA angenommen, dass es Wasserstoff-Brückenbindungen eingehen kann und zudem durch hygroscopische Expansion eine Verstärkung seiner mechanischen Verankerung im Kollagennetzwerk bewirkt (Schumacher et al. 1992, Xu et al. 1997). Weitere Primer-Monomere sind 4-META, PENTA, NTG-GMA und BPDM (Lutz et al. 1993, Swift et al. 1995, Frankenberger 2002).

Unter anderem sind die kurzkettigen Primer-Monomere in der Lage, durch die Schutzhandschuhe des Zahnarztes zu diffundieren. Durch die anhaltende Exposition der betroffenen Hautareale können allergische Hautreaktionen hervorgerufen werden (Hensten-Pettersen 1998, Örtengren et al. 1999).

Die im Primer enthaltenen organischen Lösungsmittel Ethanol oder Aceton sind hinsichtlich ihrer Applikation auf feuchtes Dentin als vorteilhaft zu bezeichnen. Die Gründe hierfür liegen in der Erhöhung des Dampfdrucks und der Verringerung der Oberflächenspannung des Wassers. Folglich sind aceton- oder ethanolbasierte Primer in der Lage, das im Kollagennetzwerk vorhandene Wasser zu verdrängen und somit die Penetration der Monomere bis in die Tiefe des Netzwerks zu unterstützen und zu fördern (Kanca 1992b, Kanca 1992a, Tay et al. 1995b, Eick et al. 1997). Daher erfordert der klinische Einsatz dieser Präparate die Vorgehensweise des "wet bonding", um im Vergleich zu wasserhaltigen Produkten



bessere Ergebnisse erzielen zu können (Kanca 1992c, Jacobsen and Söderholm 1995, Saunders and Saunders 1996, Tay et al. 1996d, Jacobsen and Söderholm 1998). Im Umkehrschluss bedeutet dies aber auch, dass Bondingsysteme auf Acetonbasis besonders sensibel auf eine zu starke Trocknung des Dentins reagieren (Gwinnett 1994, Finger and Uno 1996, Tay et al. 1998a, Haller and Fritzenschaft 1999). PIOCH et al. verglichen in ihrer Studie drei kommerziell erhältliche Adhäsivsysteme, die sich hinsichtlich ihres Lösungsmittels voneinander unterschieden und wendeten sie auf einer unterschiedlich stark getrockneten Dentinoberfläche an (Pioch et al. 2002). Sie stellten sowohl bei dem aceton- als auch bei dem ethanolbasierten System einen signifikanten Anstieg von Undichtigkeiten im Sinne des "nanoleakage" fest, wenn diese auf einer zu stark getrockneten Dentinoberfläche angewendet wurden. Die wasserbasierte Primerlösung führte zu keinen signifikanten Unterschieden (Pioch et al. 2002). Prinzipiell reagieren wasserbasierte Primer in Bezug auf die Oberflächenfeuchtigkeit des Dentins unempfindlicher, da das in ihnen enthaltene Wasser das Wiederaufrichten eines kollabierten Kollagengeflechts maßgeblich unterstützt (Sugizaki 1991, Van Meerbeek et al. 1998). Dieser "intrinsic rewetting effect" erklärt, warum ein "moist bonding" nicht zu einer Verbesserung der Haftfestigkeit wasserhaltiger Präparate führt (Haller and Fritzenschaft 1999). Hinsichtlich ihrer Verarbeitungsmodalitäten sind diese Systeme wenig störanfällig (Jacobsen and Söderholm 1998, Tay et al. 1998b).

Eine zu feuchte, "übernasse" Dentinoberfläche wirkt sich ebenfalls negativ auf den Mechanismus des adhäsiven Verbunds aus. Unter diesen Bedingungen konkurrieren die Bestandteile des Primers unwirksam mit der Hydrathülle der Kollagenfasern (Jacobsen and Söderholm 1995). In der Folge kommt es bei acetonhaltigen Primerlösungen zu einer Separation hydrophiler und hydrophober Monomerbestandteile, welche bei der Verdunstung des Lösungsmittels als blasenartige Wassertröpfchen-Strukturen oder auch als micellenähnliche Einschlüsse auf der konditionierten Dentinoberfläche zurückbleiben (Tay et al. 1996a, Tay et al. 1996b, Tay et al. 1996c). Die Gefahr, dass die Feuchtigkeit im kollagenen Netzwerk nicht komplett durch hydrophile Monomere des Primers substituiert werden kann, ist ultramorphologisch als "overwetting phenomenon" dokumentiert (Tay et al. 1996d).

Um eine optimale Penetration des kollagenen Netzwerks durch einen Primer zu erzielen, sollte auf eine ausreichende Applikationsdauer geachtet werden. So kann die Qualität des Verbundes durch eine verlängerte Applikationszeit und eine aktive, einmassierende Applikation verbessert werden (Jacobsen et al. 1994, Miyazaki et al. 1996). Im Idealfall sollte die Imprägnierung des Kollagens auf der Oberfläche und in der Schicht unter der Oberfläche bis zur vollen Tiefe des demineralisierten Dentins ausschließlich durch HEMA erfolgen (Pashley et al. 1998).

#### 2.2.5.3 Bonding – Applikation eines Adhäsivs

Das Adhäsiv ist der eigentliche Haftvermittler, durch dessen Applikation der Verbund zwischen dem Komposit und der durch einen Primer vorbehandelten Dentinoberfläche möglich ist.

Dentinadhäsive sind Monomermischungen aus niedrigviskösen amphiphilen Molekülen. In herkömmlichen Präparaten werden zumeist hydrophobe Monomere wie Bis-GMA oder UDMA verwendet, deren Viskosität durch kurzkettige Verdünnermonomere wie TEGDMA herabgesetzt wird. Um eine bessere Benetzbarkeit des Dentin zu ermöglichen, enthalten die Lösungen zusätzlich HEMA (Erickson 1992). Wie der Primer, dringt auch das Adhäsiv durch die interfibrillären Räume des Kollagennetzwerks bis in die Dentintubuli ein. Durch die anschließende Polymerisation bilden sich innerhalb der Tubuli bis zu 50 µm lange Kunststoffzotten (engl.: "resin tags") (Pashley 1992b), deren Ausbildung sich typischer Weise auch in den Anastomosen fortsetzt. CHAPPELL et al. vermuten, dass diese multiplen Anastomosen eine Verstärkung der mikromechanischen Verankerung bewirken (Chappell et al. 1994).

Der Schlüsselfaktor einer wirkungsvollen und dauerhaften Dentinadhäsion ist die suffiziente Hybridisierung (Nakabayashi et al. 1982, Nakabayashi et al. 1992). Diese besteht im Sinne einer klar definierten, vollständig erhärteten ca. 3 bis 5 µm dünnen Hybridschicht in Verbindung mit gut abdichtenden Kunststoffzotten analog der Demineralisationstiefe (Fröhlich et al. 1996, Van Meerbeek 1997).

1994 erkannten SANO et al. Undichtigkeiten in Form feinsten Mikroporositäten innerhalb der Hybridschicht (Sano et al. 1994). Diese bezeichneten sie als "nanoleakage" (Sano et al. 1995). Die Hohlräume bzw. Porositäten sind kennzeichnend für eine unvollständig ausgeprägte Hybridschicht und stellen eine

potentielle Schwachstelle innerhalb des Komposit-Dentin-Verbundsystems dar. Langfristig ist mit einer Abnahme der Haftwerte aufgrund hydrolytischer Prozesse zu rechnen (Gwinnett and Yu 1995, Burrow et al. 1996).

Die Hybridschicht kann als eine Art Pufferzone fungieren, da sie im Vergleich zum Dentin und zum Komposit eine verhältnismäßig hohe Elastizität aufweist. In Abhängigkeit von ihrer Stärke kann diese elastische Schicht der Polymerisationsschrumpfung entgegen wirken (Van Meerbeek et al. 1993b). Eine deutliche Kompensation des Schrumpfstresses konnte insbesondere dann erzielt werden, wenn zusätzlich eine Zwischenschicht in Form eines ungefüllten, niedrigviskosen Adhäsivs appliziert wurde (Kemp-Scholte and Davidson 1990b, Kemp-Scholte and Davidson 1990a). Mit der Absicht diesen Effekt zu nutzen, sind einigen Adhäsiven verschiedener Bondingsysteme anorganische Füllstoffe beigemischt.

#### Modifikation der Schmierschicht:

Im Unterschied zu den Etch&Rinse-Systemen wird bei der Modifikation der Schmierschicht der technik-sensible Schritt der separaten Phosphorsäurekonditionierung umgangen. Verwendung finden selbsttätige Systeme mit selbstkonditionierenden Primern, deren saure Monomerkomponenten die Schmierschicht auflösen bzw. umsetzen und zeitgleich das Dentin demineralisieren. Ein Teil der gelösten Komponenten fällt während des Trocknungsprozesses wieder aus, so dass die Hybridschicht letztlich aus einem Monomerfilm mit darin inkorporierten Schmierschichtbestandteilen besteht (Watanabe et al. 1994).

Die Primerlösungen setzen sich aus organischen Säuren (z.B. Maleinsäure), sauren Monomeren, Estern bivalenter Alkohole mit Methacrylsäure oder phosphonierten Poly-, Di- oder Monomethacrylaten, meist in wässriger Lösung mit HEMA oder TEGDMA zusammen (Blunck and Haller 1999). Die säurehaltigen Primer sind in der Lage, Schmelz und Dentin gleichzeitig zu konditionieren, indem sie die Schmierschicht auflösen, die Zahnhartsubstanz demineralisieren und die Kollagenfasern freilegen. Simultan findet die Infiltration der Primer-Monomere statt (Schübach et al. 1997, Haller 2000, Blunck 2006).

Ein Absprühen der applizierten Säure entfällt, da zum einen die Ätzwirkung zeitlich und räumlich durch die Neutralisation und den Abbruch der Dissoziation beim

Verdunsten des Lösungsmittels begrenzt ist, zum anderen würde durch den Spülvorgang der gleichzeitig enthaltene hydrophile Primer wieder ausgewaschen. Die Gefahr des Kollagenkollaps durch eine zu starke Trocknung der Dentinoberfläche nach dem Spülvorgang und die damit verbundene unzureichende Monomerinfiltration in das Kollagengeflecht besteht somit nicht, da die Demineralisationsfront der Säure identisch mit der Diffusionstiefe der eingedrungenen Monomersubstanz ist (Gordan et al. 1997, Blunck and Haller 1999).

Zunächst stellt die Schmierschicht eine Diffusionsbarriere für das säurehaltige Monomergemisch dar, durch deren Dicke, Abdichtung und Pufferkapazität die Effektivität der Infiltration bestimmt wird (Toida et al. 1995). Die Dicke der Schmierschicht - unter anderem verursacht durch den Einsatz unterschiedlich grober Präparationsinstrumente - beeinflusst die Haftkraft selbstätzender Systeme (Ogata et al. 2002). Studien belegen, dass eine aus gröberen Bestandteilen zusammengesetzte Schmierschicht signifikant schlechter infiltriert wird, wodurch die Haftkraft der Systeme vermindert wird (Koibuchi et al. 2001, Ogata et al. 2001). Hinzu kommt, dass die Haftung selbstätzender Adhäsivsysteme im Vergleich zu Etch&Rinse-Systemen an sklerosiertem Dentin geringer ist (Yoshiyama et al. 2002). Eine Verlängerung der Einwirkzeit wird daher empfohlen. Grundsätzlich haben die sauren Primer selbstätzender Adhäsivsysteme einen vergleichsweise höheren pH-Wert als die ursprünglich zur Konditionierung eingesetzte Phosphorsäure (Tay et al. 2000). Ihre Eignung zur Schmelzätzung wurde vielfach untersucht, wobei in den meisten In-vitro-Studien zur Haftfestigkeit am Zahnschmelz keine signifikanten Unterschiede zur konventionellen Phosphorsäureätzung festgestellt werden konnten (Perdigao et al. 1997, Hannig et al. 1999, Toledano et al. 2001). Ihre Ätzmuster im Schmelz sind jedoch schwächer ausgeprägt, dies gilt besonders für unpräparierten Schmelz (Pashley and Tay 2001, Perdigao and Geraldini 2003). Aus diesem Grund sollte auch bei diesen Systemen eine Anströmung der Schmelzränder erfolgen.

In Bezug auf ein vermindertes Auftreten postoperativer Sensibilitäten in Folge eines "overetchings" und "overdryings" wurde der Einsatz selbstätzender Systeme gegenüber Etch&Rinse-Systemen zunächst positiv eingeschätzt (Opdam et al. 1998a, Opdam et al. 1998c, Denehy et al. 2000). Unter diesem Aspekt verglichen

PERDIGAO et al. in einer In-vivo-Studie je ein Präparat beider Systemkategorien. Während einer sechsmonatigen Recall-Phase konnten sie keine signifikanten Unterschiede - bei exzellenter marginaler Integrität beider Systeme - feststellen (Perdigao et al. 2003).

### 2.2.6 Übersicht Adhäsivsysteme

Das erste auf dem deutschen Dentalmarkt angebotene wirksame Adhäsivsystem - *Gluma (Heraeus Kulzer)* - bestand aus vier Einzelkomponenten, die nacheinander eingesetzt werden mussten. Der Schmelzrand der Kavität wurde selektiv mit 30 bis 40 %iger Phosphorsäure geätzt. Anschließend erfolgten die voneinander getrennten Arbeitsschritte der Dentinkonditionierung und des Dentinprimings. Das Adhäsivsystem *Syntac Classic (Ivoclar Vivadent)* fasst diese Schritte bereits zusammen. Bei beiden Systemen handelt es sich um dentinkontitionierende Adhäsive, da der Primer saure Komponenten enthält, die die Schmierschicht modifizieren und das Dentin demineralisieren. Der Verbund zum Komposit wird durch die anschließende Applikation eines Adhäsivs ermöglicht.

Die bei der Etch&Rinse-Technik beschriebene Vorgehensweise der getrennten und aufeinanderfolgenden Applikation einzelner Komponenten des Adhäsivsystems entspricht der klassischen **Drei-Schritt-Technik**. Diese Kategorie erfordert den Einsatz eines Mehr-Flaschen- oder Mehrkomponenten-Systems, welches die Durchführung der einzelnen Arbeitsschritte gewährleistet. Zur Vereinfachung der Anwendung wurden durch die Einführung der so genannten Primer-Adhäsive oder auch "one-bottle"-Adhäsive die Behandlungsschritte 2 und 3 kombiniert. Aufgrund der Anzahl ihrer Komponenten werden sie als Ein-Flaschen- oder Einkomponenten-Systeme bezeichnet. Auch sie gehören zur Kategorie der Etch&Rinse-Systeme, da eine separate Schmelz- und Dentinkonditionierung unter Verwendung von Phosphorsäure erfolgt.

In die Kategorie der selbstätzenden Adhäsive werden Systeme eingeordnet, bei denen durch einen selbstkonditionierenden Primer die Arbeitsschritte 1 und 2 zusammengefasst sind. Ihre Applikation erfolgt in einer **Zwei-Schritt-Technik**, wobei das eigentliche Adhäsiv in einem weiteren Arbeitsschritt angewendet werden muss. Letztlich ist auch eine Kombination aller drei Arbeitsschritte durch die selbstkonditionierenden Primer-Adhäsive (engl.: "all-in-one-adhesive") möglich. Sie unterscheiden sich darin, dass einige Präparate vor der eigentlichen

Anwendung aus zwei Lösungen angemischt werden müssen, von denen eine die Monomere und die andere hauptsächlich Wasser enthält. Diese Vorgehensweise ist notwendig, wenn die selbstkonditionierenden Monomere im sauren Milieu nicht ausreichend hydrolysestabil sind. Erhältlich sind jedoch auch gebrauchsfertige Lösungen für die Einmalapplikation, deren selbstkonditionierende Monomerlösungen ausreichend hydrolysebeständig sind. Ein Mischen der Lösungen entfällt. Die Gemeinsamkeit der "All-in-one"-Adhäsive besteht darin, dass sie letztlich nur noch in einem Arbeitsschritt appliziert werden. Sie gehören zur Kategorie der selbstätzenden Systeme, angewendet in der **Ein-Schritt-Technik** (Blunck and Haller 1999, Haller and Blunck 2003).

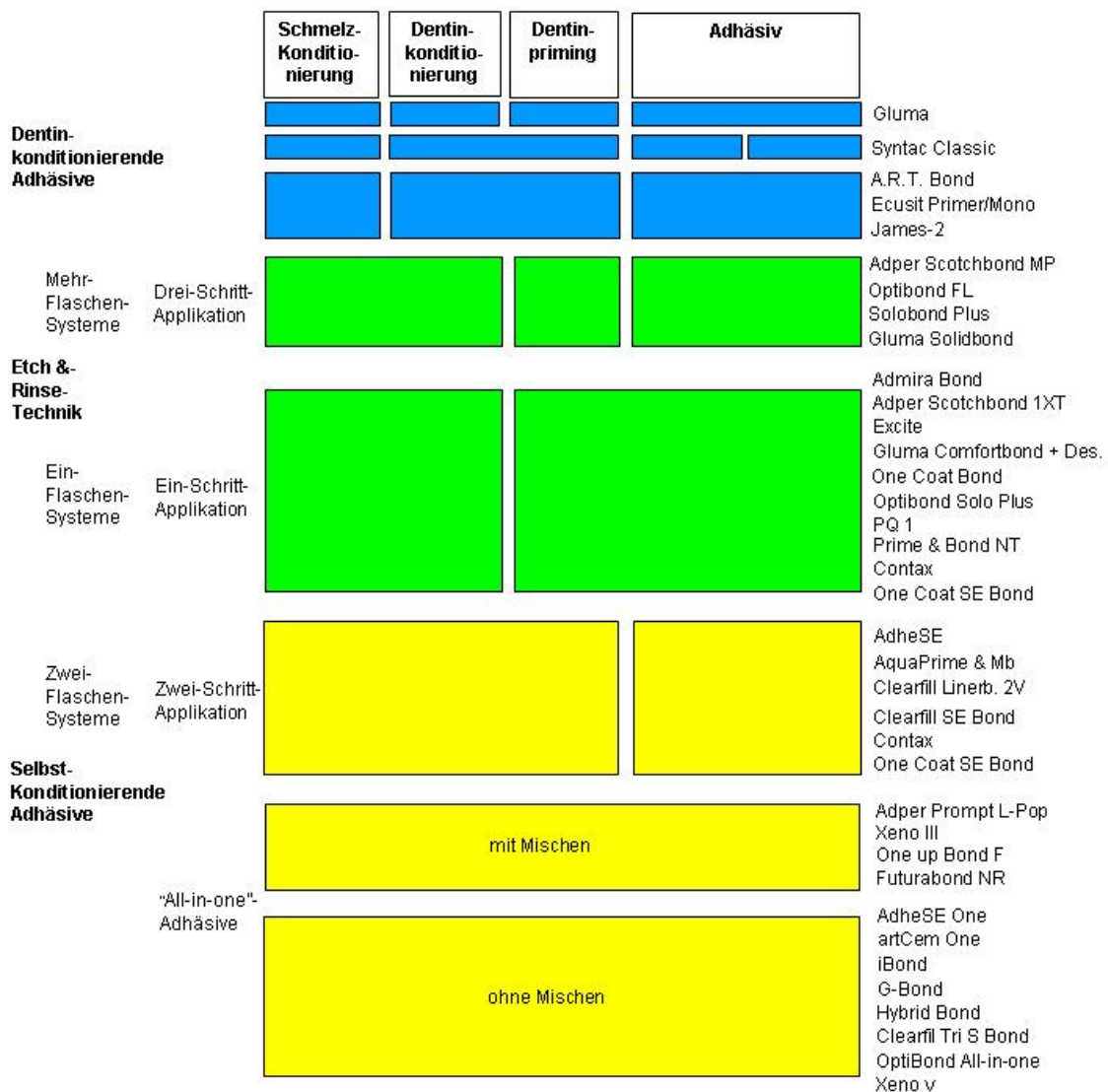


Abb. 2.4 Übersicht der Adhäsivsysteme in Anlehnung an Blunck (Roulet et al. 2003)

Die Ergebnisse zahlreicher In-vitro-Studien belegen für die Gruppe der Mehr-Flaschen-Systeme, die in Kombination mit der Etch&Rinse-Technik eingesetzt werden, hohe Haftfestigkeitswerte und ein perfektes Randschlussverhalten (Frankenberger et al. 1999a, Frankenberger et al. 2003, Frankenberger and Tay 2005, Shirai et al. 2005, De Munck et al. 2006, Holzmeier et al. 2006). Demgegenüber zeigen Ein-Flaschen-Systeme bei Haftfestigkeitsmessungen geringere Haftwerte und stärkere Schwankungen der Messwerte (Haller and Fritzenschaft 1999, Inoue et al. 2001). Gleichwertige Ergebnisse lassen sich mit selbstätzenden Adhäsivsystemen, die eine separate Applikation von Primer und Adhäsiv erfordern, erzielen. In den meisten Studien zur Dentinhaftfestigkeit wird dies bestätigt (Agostini et al. 2001, Inoue et al. 2001, Molla et al. 2002, Nikaido et al. 2002a). Im Gegensatz dazu sind die selbstätzenden "All-in-one"-Systeme meist weniger wirksam. Hinsichtlich ihrer Haftkräfte wurden im Vergleich zu selbstätzenden Adhäsiven der Zwei-Schritt-Technik und zu Etch&Rinse-Systemen der Mehr-Schritt-Technik schlechtere Ergebnisse ermittelt (Rosa and Perdigao 2000, Frankenberger et al. 2001, Spohr et al. 2001, Kaaden et al. 2002, Brackett et al. 2006b).

### **2.3 Kompositapplikation**

Bei der Verarbeitung moderner Kompositmaterialien in Verbindung mit der Adhäsivtechnik sind die Wahl des Adhäsivsystems und Komposits ebenso entscheidend, wie die Vorgehensweise ihrer Applikation und Polymerisation (Krejci et al. 1986, Lutz et al. 1993).

Um die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren, sollte bei der Anfertigung einer direkten Kompositrestauration das Füllmaterial schrittweise und in kleinen Inkrementen appliziert werden. Durch diese Vorgehensweise kann das Volumen des zu erhärtenden Materials verringert, und der C-Faktor positiv beeinflusst werden. Wie bereits beschrieben tragen beide Faktoren maßgeblich zur Stressreduktion bei (Eick and Welch 1986, Dietschi and Spreafico 1997).

Weiterhin ergeben sich durch die Applikation kleiner Kompositmengen die Vorteile eines gleichmäßigeren Polymerisationsverlaufs bei gleichzeitiger Reduktion der absoluten Polymerisationsschrumpfung (Neiva et al. 1998). Ein wichtiger Aspekt ist zudem die ausreichende Durchhärtung der einzelnen Inkremente. In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass zwischen der

Konversionsrate der Kohlenstoff-Doppelbindungen und den mechanischen Eigenschaften eines Kompositmaterials ein direkter Zusammenhang besteht (Asmussen 1982, Ferracane and Greener 1986, Shin et al. 1993). Ein möglichst weitgehender Umsatz der Kohlenstoff-Doppelbindungen ist im Hinblick auf die praktische Bewährung eines Komposits als Füllungsmaterial von zentraler Bedeutung (Rueggeberg and Craig 1988, Pearson and Longman 1989, Reinhardt 1991b).

Eine Schichtstärke von 2 mm pro Inkrement sollte daher nicht überschritten werden (Kanca 1986, Hellwig et al. 1991, Ernst et al. 1996, Rueggeberg et al. 2000).

### **2.3.1 Schichttechniken**

Die Angaben über die Anordnung der einzelnen Inkremente sind in der Literatur sehr vielfältig. Zusammenfassend lässt sich jedoch sagen, dass durch die Mehrfachapplikation kleiner Kompositinkremente und deren separater Härtung, die marginale Integrität einer Restauration im Gegensatz zur Einmalapplikation verbessert wird (Hansen and Asmussen 1985, Donly and Jensen 1986, Hansen 1986, Donly et al. 1987, Koenigsberg et al. 1989, Saunders et al. 1990, Crim 1991, Lopes et al. 2004). Hervorzuheben ist, dass die Schichtung der Inkremente allein im approximalen Kasten einer Klasse-II-Kavität nicht ausreichend ist, um eine deutliche Verbesserung der Randqualität zu erzielen. Daher wird auch in den okklusalen Anteilen einer Restauration die separate Schichtung der Inkremente empfohlen (Weaver et al. 1988).

Um die Schrumpfkraft im kritisch einzuschätzenden Zervikalbereich zu minimieren, wurde von LUTZ et al. die Inkrementtechnik mit gezielter Lichtumhärtung (Umhärtungstechnik) vorgeschlagen (Lutz et al. 1986b). Der Grundgedanke dieser Lichthärtetechnik basiert auf dem Versuch, das Schrumpfungsverhalten lichthärtender Kompositmaterialien in Richtung der Lichtquelle auszunutzen. Durch eine gezielte Lichtführung wird versucht, die Schrumpfungsvektoren zum Rand der Kavität zu lenken, so dass diese senkrecht zur Haftfläche verlaufen. Die Anordnung der einzelnen Inkremente obliegt dabei vorgegebenen Richtlinien. Das erste Inkrement wird in einer 1 bis 2 mm dünnen Schicht auf die gesamte approximale Stufe appliziert und indirekt über seitlich



reflektierende Lichtkeile polymerisiert (Lutz et al. 1986a, Krejci et al. 1987). Das zweite Inkrement wird lingual, das dritte bukkal appliziert. Ihre Polymerisation erfolgt einzeln und aus transdentaler Richtung. KREJCI et al. zeigten, dass mit dieser Technik bessere Adaptionswerte als mit konventionellen horizontalen Zweischichttechnik erzielt werden können (Krejci et al. 1996).

Die Integration dieser Technik in den Praxisalltag ist jedoch schwierig, da sie für den Zahnarzt einen erheblichen klinischen Mehraufwand bedeutet (Füllemann and Lutz 1988, Ciucchi et al. 1990, Lösche et al. 1993).

LÖSCHE untersuchte, inwiefern die Verbesserung der Randqualität im zervikalen Bereich von Klasse-II-Restaurationen tatsächlich auf die indirekte Polymerisation mittels Lichtkeil zurückzuführen ist (Lösche 1999). Dazu brachte er Photodetektoren in jedes Kompositinkrement ein, mit deren Hilfe er die ankommenden Lichtintensitäten messen und sie für verschiedene Matrizentechniken bei Klasse-II-Kavitäten vergleichen konnte. Er kam zu folgendem Ergebnis: Die in der Zervikalregion eintreffenden Lichtintensitäten mit angelegter Transparentmatrize und Lichtzufuhr über einen seitlich reflektierenden Lichtkeil waren wesentlich geringer als mit Stahlbandmatrize, Holzkeil und Lichtzufuhr aus okklusaler Richtung (Lösche 1999). Geringere Lichtintensitäten führen zu einer Verlangsamung der Polymerisationsreaktion bei gleichzeitiger Minimierung des polymerisationsbedingten Stressaufbaus durch Maximierung der "Flow"-Phase (Uno and Asmussen 1991, Feilzer et al. 1995). Somit resultiert die gute Randqualität der Umhärtungstechnik zumindest auch aus der Reduktion der Lichtintensität (Lösche 1999). In diesem Zusammenhang wird die Verwendung so genannter Soft-Start-Polymerisationslampen diskutiert, durch welche der positive Effekt geringer Lichtintensitäten auf die Randqualität ausgenutzt werden soll (Mehl et al. 1997, Yoshikawa et al. 2001).

Mit der zentripetalen Restaurationsgestaltung existiert eine weitere Schichttechnik mit der es möglich sein soll, bessere Randqualitäten zu erzielen. Erste Vorschläge zur Modifikation der traditionellen horizontalen Schichttechnik im Sinne einer zentripetalen Schichtung der Inkremente erfolgte 1987 von HASSAN et al. (Hassan et al. 1987). Einige Autoren gehen davon aus, dass insbesondere ein günstiger C-Faktor des ersten Kompositinkrements die Randqualität positiv

beeinflusst (Davidson 1986). Bei der zentripetalen Restaurationsgestaltung ist diese Voraussetzung erfüllt, da das erste Inkrement ausschließlich entlang des Matrizenbands adaptiert wird. Durch diese schmale, ca. 1 mm starke Lamelle ist nur ein sehr geringer Anteil des Materials adhäsiv mit der Zahnhartsubstanz verbunden. Der Boden der Kavität verbleibt unbedeckt. BICHACHO beschreibt diese Vorgehensweise als die Umwandlung einer Klasse-II-Kavität in eine Klasse-I-Kavität (Bichacho 1994). In weiteren Arbeitsschritten erfolgt die diagonale Anordnung der Inkremente bis zur vollständigen Restauration der Kavität.

SZEP et al. verglichen in ihrer In-vitro-Studie die zentripetale Schichttechnik mit der horizontal-diagonalen Schichttechnik (Szep et al. 2001). Jede Technik wurde in Kombination mit einer Transparentmatrize und Lichtkeil oder in Kombination mit Stahlbandmatrize und Holzkeil angewandt. Die zervikalen Restaurationsränder lagen entweder im Schmelz oder im Dentin. In Bezug auf die Randqualität konnten sie weder in Abhängigkeit von der Schichttechnik noch vom verwendeten Matrizen-system signifikante Unterschiede feststellen. Vielmehr hatte die Tiefe der Kavität und die damit verbundene Schmelz- oder Dentinbegrenzung signifikanten Einfluss auf die Randqualität (Szep et al. 2001). Weitere Untersuchungen müssen folgen, um die Wirksamkeit dieser Schichttechnik in Bezug auf die Qualität des Füllungsrandes zu bestätigen.

In der Literatur werden demnach verschiedene Schichttechniken unterschieden, deren Einfluss auf die Randqualität kontrovers diskutiert wird.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss drei verschiedener Schichttechniken in Kombination mit vier Adhäsivsystemen auf die marginale Integrität zervikal dentinbegrenzter Klasse-II-Restaurationen zu ermitteln.