

## 1. Einleitung

Durch moderne Dentalkeramiksysteme sind heute Restaurationen möglich, die sowohl zahnhartsubstanzschonend als auch stabilisierend sind und gleichzeitig höchsten ästhetischen Ansprüchen Genüge tragen (Hahn 1990). Neben dem keramischen Inlay und der Vollkeramikkrone, die sich mittlerweile klinisch bewährt haben und weltweit wissenschaftlich anerkannt sind, gibt es zwischen diesen beiden Restaurationsarten den Bereich der Vollkeramikteilkrone, für den im Gegensatz zu metallischen Gussrestaurationen keine einheitlich festgelegten Präparationsrichtlinien beschrieben sind. Bei der Präparation für metallische Gussrestaurationen stellt die Gewinnung retentiv wirksamer Flächen eine Grundvoraussetzung für den späteren Halt dar. Adhäsive Befestigungsverfahren bei keramischen Restaurationen bieten Möglichkeiten, die im Bereich der Vollkeramikteilkrone (Scherrer et al. 1992; 1993; Broderson 1994) zu neuen Präparationsformen führten.

Während für die Versorgung eines teilzerstörten Zahnes mit einer gegossenen Restauration extensive Präparationsmaßnahmen erfolgen, wird bei einer defektorientierten Versorgung mit einer Keramikteilkrone mehr Zahnhartsubstanz erhalten. Aufgrund der nicht einheitlich definierten Präparationsregeln sind verschiedene Formen denkbar, und die Umsetzung einer solchen Restauration wird durch die Materialeigenschaften der Keramik und die Möglichkeit der stabilen provisorischen Versorgung begrenzt. Dieses Provisorium übernimmt in der Zeit zwischen der Präparation und dem Einsetzen der fertigen Arbeit den Schutz des Zahnes und stellt seine Funktion und Ästhetik wieder her.

Obwohl es sich gerade bei der Vollkeramikteilkrone um eine defektorientierte Präparation handelt, treten nach der Kariesexkavation häufig Situationen auf, die vor der Präparation eine Rekonstruktion des Zahnes aus einem Kompositmaterial in Form einer „Aufbaufüllung“ für die bereits erwähnte provisorische Versorgung indizieren. Diese Vorgehensweise wirft die Frage auf, ob sich eine Aufbaufüllung zur Schaffung einer idealen Kavität nachteilig auf den Haftverbund einer adhäsiven vollkeramischen Restauration auswirkt und wie sich diese Werte im Verhältnis zu natürlicher Zahnhartsubstanz verhalten. Studien haben gezeigt, dass eine Vorbehandlung der Keramik mit unterschiedlichen Techniken, etwa als Standard die Konditionierung mit Flusssäure und einem Silan, eine Verbesserung des Haftverbundes erzielen kann (Lucena-Martin et al. 2001; Özcan et al. 2003).

Der erzeugte Effekt stellt im Wesentlichen eine Oberflächenvergrößerung in Kombination mit einem chemischen Haftvermittler dar. Sollte sich eine Aufbaufüllung nachteilig auf die Haftung der Keramikrestauration auswirken, wäre es wünschenswert, diesen Haftverlust durch eine einfache Technik auszugleichen. Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, einen möglichen Haftverlust aufzuzeigen und gleichzeitig eine mit handelsüblichen Materialien einfach durchzuführende Vorbehandlung zu untersuchen, die den Verbund zwischen Aufbaumaterial und Keramik verbessert. Darüber hinaus sollte überprüft werden, ob der Verbund zur natürlichen Zahnhartsubstanz der Haftung von Keramik und Aufbaumaterial überlegen ist.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1. Keramikrestaurationen

#### 2.1.1. Dentalkeramiken im Überblick

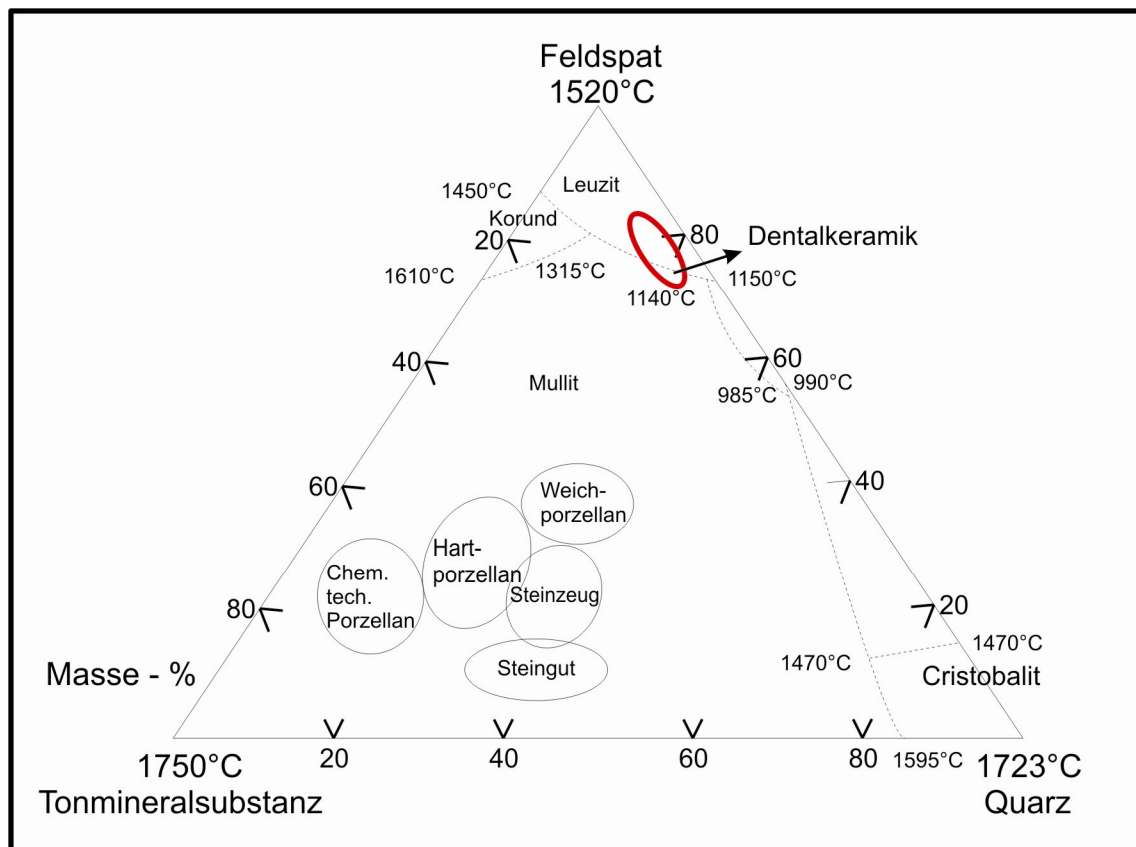
„Keramische Werkstoffe sind anorganisch, nichtmetallisch, im Wasser schwer löslich und zu wenigstens 30 % kristallin. In der Regel werden sie bei Raumtemperatur aus einer Rohmasse geformt und erhalten ihre typischen Werkstoffeigenschaften durch Temperaturbehandlung meist über 800 °C. Gelegentlich geschieht die Formgebung auch bei erhöhter Temperatur oder gar über den Schmelzfluss mit anschließender Kristallisation“ (Touati et al. 2001).

1728 berichtete Fauchard über Bemühungen, glasartige Emaille in Kombination mit Metalloxiden als Färbung auf Gold und Kupferplatten aufzubrennen und empfahl daraufhin in seinem „Tractat von den Zähnen“ von 1733 die „Art und Weise, wie man Kunstzähne oder Kunstkiefer mit Schmelze versehen soll, damit sie desto gleichmäßiger und hübscher gezieret werden mögen“. Auf dieser Grundlage entstand 46 Jahre später in Frankreich die erste Prothese aus Porzellan (Eichner et al. 2005).

In seiner Dissertation von 1788 demonstrierte Nicolas Dubois de Chemant erstmals die Verwendung von künstlichen Zähnen aus Porzellan am Patienten. Er empfahl „unzerstörbare Zähne aus mineralischer Paste“ herzustellen und propagierte 1802 den ersten Stiftzahn mit Porzellankrone. Schnell reifte auch die Idee einer vollkeramischen Versorgung, deren Entwicklung durch Charles Land mit hoher Intensität betrieben wurde (Eichner et al. 2005). Die hohen Versagensraten „vollkeramischer Systeme“ führten, bedingt durch die damaligen Herstellungsverfahren, zu einem Umweg über die Metallkeramik. Bei diesem System wird auf ein metallisches Käppchen eine keramische Masse aufgebrannt, wobei in den Anfängen aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten nicht jedes Metall genutzt werden konnte. Die Revolution bestand im Gold-Palladium-Silber-System, in dem der Goldanteil reduziert, Platin nicht mehr vorhanden und der Anteil an Palladium und Silber erhöht war (McClean 1984). Insgesamt nachteilig zu bewerten waren jedoch die Einbußen im Bereich der Ästhetik, bedingt durch das opake Metallgerüst, die zugunsten der Stabilität in Kauf genommen werden mussten. Mit dem aufkommenden Streben nach Perfektion und Ästhetik in der Gesellschaft mussten neue Lösungen gefunden werden.

Die entscheidende Verbesserung der Materialeigenschaften gelang durch die Zuführung von Aluminiumoxidkristallen, Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristallen und Zirkonoxid (Mclean et al. 1965; Mclean 1984). Diese Keramikverstärkung in Kombination mit unterschiedlich aufbrennfähigen Metalllegierungen ermöglichte einen universellen Einsatz der Metallkeramik und ebnete den Weg für die Entwicklung vollkeramischer Systeme (Mclean 1984).

Als erstes stellt sich hier die Frage: „Was ist eigentlich Dentalkeramik?“. Definitionsgemäß handelt es sich um ein Dentalglas, bestehend aus einer Glasphase (Quarzglas mit verändertem Netzwerk) und Kristalleinlagerungen (Leuzit). Die Grundbestandteile stellen im Wesentlichen, wie auch beim Porzellan, Feldspat, Quarz und Kaolin (Tonmineralsubstanz) dar (Eichner et al. 2005). Jedoch sind bei den zahnkeramischen Massen die prozentualen Anteile, resultierend aus den Anforderungen, deutlich verändert. Kaolin ist dabei nur noch zu einem ganz geringen Anteil enthalten (Hahn et al. 1996).



**Abb. 1** Lage einiger keramischen Produkte im Dreistoffsystem Tonerde - Feldspat - Quarz (Eichner 2005)



Dafür kommen Additiva in Form von Metalloxiden als Alkalioxide  $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$  und Erdalkalioxide wie  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{BaO}$  oder  $\text{ZnO}$  als Netzwerkwandler zur Schmelztemperaturniedrigung hinzu (Eichner et al. 2005). In den jüngsten Generationen werden diese durch Hydroxyl- und Fluoridionen ersetzt, da die Hydrolysebeständigkeit bei diesen Zusätzen geringer ausfällt.

Die ästhetische Komponente der Dentalkeramiken wird durch Farbzusätze (Eisen - rot, Chrom - grün, Iridium - schwarz, Silber - orange, Nickel - grau, Gold - purpur, Zinn - weiß, Titan - gelblich-braun, Mangan - violett), Trübungsmittel (Metalloxide,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ ,  $\text{CeO}_2$ ) und Fluoreszenzbildner (Cs, Sm, U) erreicht (Touati et al. 2001).

Vollkeramische Systeme			
Silikatkeramik		Oxidkeramik	
Charakterisierung: glasreiche Matrix mehrphasig: kristalline Phasen und Glasphasen		Charakterisierung: einphasig Metalloxid < 100% kein oder geringer Glasanteil	
Feldspatkeramik	Glaskeramik	Glasinfiltriert	Polykristallin
Gemahlendes Feldspatglas Sintern i. d. R. Verblendkeramiken:  Lava Ceram Vm 13 Mirage Optec Cerac Mark II	Glas, das einem Kristallisationsprozess unterworfen wird:  Empress 1 und 2, Dicor	Angesintertes $\text{Al}_2\text{O}_3$ Pulver, das mit Glas infiltriert wird:  In Ceram Alumina In Ceram Zirkonia	Hohe Sintertemperaturen, glasphasenfrei:  Everest LavaFrame Procera Cercon Base

**Abb. 2** Übersicht über dentale vollkeramische Systeme

Der Verarbeitungsweg für Dentalkeramiken ist nicht immer gleich und variiert von Hersteller zu Hersteller. Man unterscheidet zwischen additiven und subtraktiven Verfahren: Pressverfahren (Empress System Ivoclar-Vivadent), Gießen (Dicor, Ceraperl) und Sintern (Mirage II, Optec) zählen zu den additiven und die CAD/CAM- (Cerec, Inlac), Erosions- (Erosonic, Procera) oder Kopierschleifverfahren (Celay, Ceramic Mark II) zu den subtraktiven Verfahren (Haller et al. 1993).

Das in dieser Studie verwendete IPS Empress 2 System (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) wird nach dem Heißpressverfahren verarbeitet. 1991 erfolgte die Markteinführung mit der ersten Generation, welche sich seitdem klinisch bewährt hat (Van Dijken et al. 1999; Zimmer et al. 2004); 1998 folgte die Erweiterung mit dem Empress 2 System. Laut Herstellerangaben können durch seine sehr hohe mechanische Festig- und Zähigkeit vollkeramische dreigliedrige Frontzahn- und Prämolarenbrücken sowie Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich hergestellt werden. Es handelt sich um ein modulares Vollkeramiksystem aus einer Lithiumdisilikat-Glaskeramik für das Gerüst und eine Apatitschichtkeramik zur Herstellung vollkeramischer Kronen und Brücken. Das Indikationsspektrum des Veneers, der Inlays bzw. Onlays wird durch eine Leuzitglaskeramik in Kombination mit der Maltechnik und Chromascop-Farben abgedeckt.

### **2.1.2. Anwendung der Vollkeramik in der restaurativen Zahnheilkunde**

Durch die stetige Weiterentwicklung sowohl der keramischen Systeme als auch der Befestigungssysteme hat sich das Indikationsspektrum der Dentalkeramik im Laufe der Jahre stark erweitert. Insbesondere der verbesserte Haftverbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik erlaubt heute umfangreiche Versorgungsmöglichkeiten mit vollkeramischen Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich. Das Restaurationsspektrum reicht von der Versorgung mit Inlays einer rein okklusalen Klasse-1-Kavität, einer Klasse-2-Kavität mit Approximalkontaktbeteiligung über Teilkronen, Vollkronen, mehrgliedrige Brücken im Seitenzahnbereich bis hin zu hochästhetischen Arbeiten in Form von Veneers im Frontzahnbereich.

Dem behandelnden Arzt stehen prinzipiell zwei Befestigungsvarianten zur Verfügung. Man unterscheidet zwischen einer konventionell zementierten und einer adhäsiv befestigten Restauration. Konventionell zementierte Arbeiten werden durch Erhöhung der Reibung zwischen Restauration und präpariertem Zahn befestigt (Hellwig et al. 2003). Konventionelle Zemente sind Stoffe, die in Pulverform vorliegen und mit Wasser oder wässrigen Lösungen vermengt werden. Es entsteht nach dem Anmischen eine plastische Masse, die anschließend aushärtet. Die Gesamtretention hängt dann von der Größe und Flächenneigung der Kontaktflächen, der Festigkeit des Zementes und der Oberflächenrauigkeit ab. Durch die Tatsache, dass kein kraft- und spannungsschlüssiger Verbund zwischen Zahn und Restauration

besteht, hängt die Belastbarkeit von der Eigenfestigkeit der Restauration ab, die durch die physikalischen Eigenschaften und die Geometrie bestimmt wird.

Durch die Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore (Buonocore 1955) und die von Bowen (Bowen et al. 1962) entwickelten Bis-GMA-Moleküle mit der daraus resultierenden Verbesserung der Werkstoffeigenschaften erweiterte sich das Einsatzgebiet der Kompositmaterialien (Bowen 1979; Willems et al. 1993). Dadurch konnte die Voraussetzung für die adhäsive Befestigung von Keramikrestaurationen an den Zahnhartsubstanzen geschaffen werden (Horn 1983; Mörmann 1985; Roulet 1994).

Um eine optimale Haftung der Keramik mit dem Befestigungskomposit zu erreichen, muss diese vorher konditioniert werden. Dies geschieht bei glasbasierten Keramiken über die beiden Mechanismen Ätzen und Silanisieren der Keramik. Durch die selektive Löslichkeit des Siliziumdioxids in der Keramik entsteht bei Nutzung von Säure ein mikroretentives Ätzmuster, welches den mikromechanischen Verbund zum Befestigungskomposit ermöglicht (Shahverdi et al. 1998).

Als Ätzmittel kommen Ammoniumbifluoridgele und Fluorwasserstoffsäure (Fluorwasserstoff) zum Einsatz. Durch diese Behandlung werden Kristallite in der Keramik freigelegt und es entstehen Mikroretentionen, in die das Befestigungskomposit eindringen kann (Roulet et al. 1995). Der chemische Verbund zwischen Keramik und Befestigungskomposit wird durch die anschließende Silanisierung der Keramik erreicht (Kato et al. 2001). Silane sind den Alkenen entsprechende Verbindungen des Siliziums mit Wasserstoff, denen an beliebiger Stelle einwertige Atome eingefügt werden. Dementsprechend sind sie substituierte Kohlenwasserstoffe. Durch ihren bifunktionellen Aufbau können die Silane über Wasserstoffbrücken-Bindungen einerseits mit den OH-Gruppen der Keramiken reagieren und andererseits mit der Kompositmatrix kopolymerisieren (Matinlinna et al. 2004).

Der Verbund zum Befestigungskomposit entsteht durch Doppelbindungen der Methacrylatgruppen. Um die Kontamination des retentiven Ätzmusters und damit Haftungsverluste zu vermeiden, sollte die Konditionierung der Keramik erst nach der Einprobe der Restauration erfolgen (Roulet 1995).

Anders verhält es sich bei hochfesten Aluminiumoxid- oder Zirkoniumoxidkeramiken; da diese keine Siliziumoxidphase enthalten, ist es nicht möglich, die Oberfläche durch Fluorwasserstoffsäure aufzurauen. Die raue Keramikoberfläche wird üblicherweise durch Abstrahlen mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Partikeln erreicht. Um einen Partner für die chemische Reaktion der Silane zu erhalten, muss die aufgeraute Keramikoberfläche mit Silizium beschichtet werden. Dieser Vorgang erfolgt zumeist schon im Labor und kann durch verschiedene Methoden geschehen.

Ein Beispiel hierfür ist das Silicoater-Verfahren (Musil et al. 1989); hierbei handelt es sich um die flammenpyrolytische Silikatisierung von Oberflächen mit einer Propan-Sauerstoff-Flamme, der ein Silan zugeführt wird, welches sich dann als silikatisierte Schicht auf der Oberfläche niederschlägt. Zum anderen gibt es das Rocatec-Verfahren, dessen Grundprinzip die tribochemische Silikatisierung der Oberfläche ist. Dabei werden siliziumbeschichtete Partikel mit hoher Energie auf die Oberfläche geschossen und durch die kinetische Energie eine chemisch aktive, silikatisierte Oberfläche erzielt (Musil et al. 1989). Der chemische Verbund wird durch die anschließende Silanisierung gewährleistet.

Die Indikationen für adhäsiv befestigte Restaurationen sind schmelzbegrenzte Kavitäten, gerundete Innenwinkel, fehlende mechanische Retention und die Möglichkeit der absoluten Trockenlegung (Touati et al. 2001). Daraus resultiert das folgende Spektrum an Restaurationsarten, die wissenschaftlich anerkannt sind: Einlagerrestaurationen, labiale Veneers, Teilkronen und Kronen (Fuzzi et al. 1998; 1999). Für adhäsiv befestigte Brücken sind noch keine gesicherten Aussagen möglich (Taskonak 2005).

Aus den bislang angeführten allgemeinen Fakten zu Keramik und deren Befestigung stellt sich nun die Frage nach der optimalen Keramik für die unterschiedlichen Einsatzgebiete, die einen hohen Langzeiterfolg verspricht. Die Faktoren der klinischen Belastungssituation, Zahnmorphologie mit Ausmaß der Dentinbeteiligung, Gerüstdimensionierung und Befestigungsverfahren bestimmen die materialtechnische Auswahl.

Für adhäsiv befestigte Einzelzahnrestaurationen wie Veneers, Inlays, Onlays und Teilkronen sowie Vollkronen im Bereich der ästhetischen Zone sind die Eigenschaften der Silikatkeramik ausreichend. Im kaufunktionell stärker belasteten Seitenzahngebiet sind hartkernunterstützte, vollkeramische Kronen angezeigt, da sie ein höheres Maß an Bruchsicherheit bieten. Die nachteiligen optischen Eigenschaften werden durch die Möglichkeit der Verblendung mit Sinter- Glaskeramik kompensiert (Ries 2006). Aufgrund der mechanischen Belastungsverteilung unterscheiden sich Brückenkonstruktionen von den Einzelzahnrestaurationen, weshalb nur wenige Dentalkeramiken für derartige Versorgungen indiziert sind. Brücken im Frontzahnbereich können entweder aus hochfester Lithiumdisilikat (IPS Empress) oder aus lanthanglasinfiltrierter Oxidkeramik (In-Ceram Alumina oder Zirconia) hergestellt werden. Im Seitenzahnsegment oder bei größeren Brückenspannen ist wie bei der Einzelzahnversorgung ein Gerüst aus extrem fester und verwindungssteifer Zirkonoxid- oder Aluminiumoxidkeramik angezeigt (Ries 2006). Die Herstellung ist in diesem Falle sehr viel aufwendiger als bei einer normalen Silikatkeramik und wird derzeit fast ausnahmslos durch maschinelle Verfahren durchgeführt, welche in den meisten Fällen zeit- und werkzeugintensiv sind. Beispiele wie das

Cerec-System von Sirona stellen die CAD/CAM Systeme dar, die in zahlreichen Varianten auf dem Markt erhältlich sind.

### **2.1.3. Klinische Erfolgsraten vollkeramischer Systeme**

Bei einer vollkeramischen Restauration handelt es sich um ein techniksensitives Verfahren, zu dessen Erfolg viele Faktoren beitragen müssen. Eine Hauptursache für den Missverfolg liegt in einer Fehldiagnose hinsichtlich des Indikationsgebietes für Vollkeramik durch den behandelnden Arzt. Neben der klinischen Situation mit Zahnstellung, Platzverhältnissen, statischer und dynamischer Okklusion sind eventuelle Parafunktionen des Patientin festzustellen, da diese eine Kontraindikation für eine keramische Versorgung sein können (Hellwig et al. 2003). Die absolute Trockenlegung beim Einsetzen ist, bedingt durch die hohe Feuchtigkeitsanfälligkeit der Haftvermittler in nicht gehärteter Form, eine Grundvoraussetzung für den Langzeiterfolg (Touati et al. 2001).

Die Frage nach den klinischen Erfolgsraten ist nicht neu und in den letzten Jahren sind zahlreiche Studien durchgeführt worden, die gezeigt haben, dass bei einem genau differenzierten Einsatz der Vollkeramik und der geeigneten Auswahl des Adhäsivsystems hinsichtlich des Langzeiterfolges Ergebnisse erzielt werden konnten, die im Bereich der gegossenen Einlagerestaurationen lagen (Touati et al. 2001). Adhäsiv befestigte Einlagefüllungen aus Silikatkeramik zeigten nach vier Jahren eine Überlebensrate von ca. 96 % (Kramer et al. 2006). Eine weitere Studie über einen Beobachtungszeitraum von zwölf Jahren wies eine Überlebensrate von 90 % der eingebrachten Restaurationen nach (Reiss et al. 2000). Veneers zeigten mit Erfolgsraten von über 90 % ähnliche Ergebnisse in Untersuchungszeiträumen von bis zu zehn Jahren (Peumans et al. 1998; Dumfahrt et al. 2000). Die Erfolgsraten einer Vollkeramikkrone aus Silikatkeramik lagen bei einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von vier Jahren, zwischen 92 % und 99 % (El-Mowafy et al. 2002; Wiedhahn et al. 2005).

Konventionell befestigte Kronen aus infiltrierter Aluminiumoxidkeramik wiesen nach 6 Jahren keine bedeutenden Misserfolge auf (Probster 1996). Ähnliche Ergebnisse zeigten dicht gesinterten hochreinen Aluminiumoxidkeramiken, deren Erfolgsraten um 93 % lagen (Odman et al. 2001). Bei dreigliedrigen Brücken zeigten sich trotz einer Gesamterfolgsrate von 72,3 % nach dreijähriger Beobachtung teilweise absolute Misserfolge. Diese waren auf ein Nichteinhalten der Mindeststärke und Frakturen der Pfeilerzähne zurückzuführen (Zimmer et al. 2004). Andere Untersuchungen zu vollkeramischen Brücken im Front- und Seitenzahnbereich mit relativ

geringer Fallzahl und kurzer Beobachtungszeit wiesen vielversprechende Ergebnisse von 90 % oder höher auf (Probster 1993; Sturzenegger et al. 2000).

Bei der Betrachtung des Versagensmodus fällt auf, dass in den meisten Fällen bei Inlays, Onlays oder Kronen eine Fraktur der Restauration auftrat, welches materialtechnisch durch die extreme Sprödigkeit von Keramik bedingt sein kann (Fradeani et al. 1997; Sorensen et al. 1998; Van Dijken et al. 1999; Frankenberger et al. 2000). Diese Sprödigkeit kann bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze zu einem unberechenbaren Bruchverhalten führen, welches weitreichende Folgen für die Restauration und die Zahnhartsubstanz bis zum kompletten Verlust des Zahnes haben kann. Aus diesem Grund sind die von den Herstellern angegebenen Mindeststärken strikt einzuhalten. Weitere aufgetretene Versagensmodi bestanden in einer irreparablen Keramikabsprengung, einer Fraktur des Pfeilerzahnes (Zimmer et al. 2004) sowie einem Ablösen der Aufbaufüllung (Fradeani et al. 1997). Sekundärkaries oder adhäsives Versagen spielten eine eher untergeordnete Rolle (Touati et al. 2001).

## **2.2. Schmelz und Dentinhaftung**

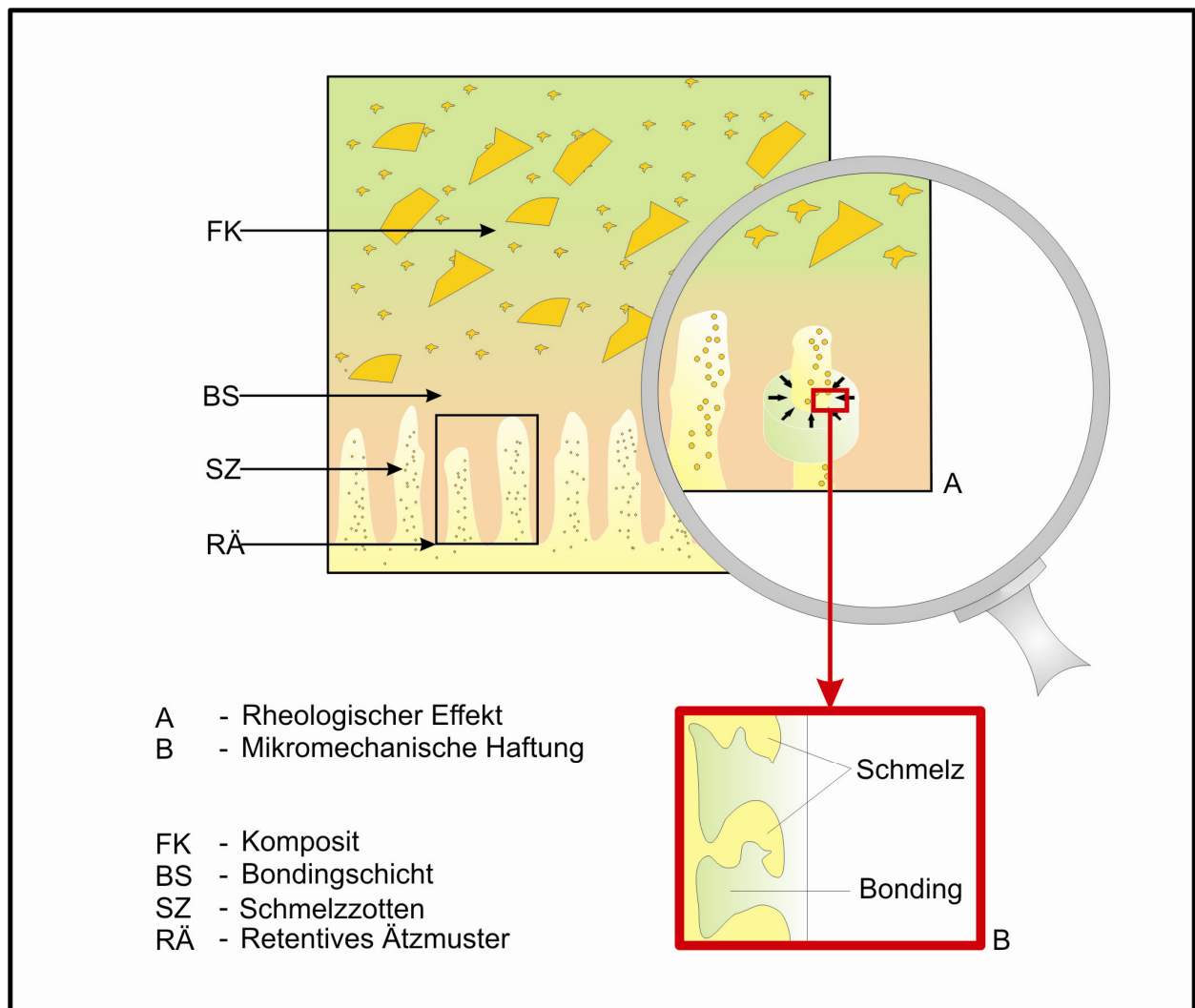
### **2.2.1. Prinzipien des Haftmechanismus**

Die physikalische Erklärung der Adhäsion besteht in einem Phänomen, bei dem zwei Moleküle unterschiedlicher Stoffe in engster räumlicher Beziehung stehen. Dabei entwickeln sich die Adhäsionskräfte zwischen einem Atom einer Grenzflächenschicht und einem Atom einer begrenzenden weiteren Oberfläche. Bezogen auf die Zahnmedizin handelt es sich bei einer adhäsiv eingegliederten Restauration um einen mikromechanischen Haftverbund des (Befestigungs-) Komposits mit der konditionierten Zahnhartsubstanz (Hahn et al. 1996).

### **2.2.2. Schmelzhaftung**

Die Realisierung der Adhäsion von Füllungswerkstoffen an der Zahnhartsubstanz entstand durch die Einführung der Schmelz-Ätz-Technik (Buonocore 1955), welches im Nachfolgenden die Möglichkeit der mikromechanischen Retention offenbarte. Somit war man nicht mehr auf Unterschnitte und makromechanische Maßnahmen angewiesen, da der Kunststoff in den geätzten Schmelz eindringt und eine ausreichende Retention erzeugt (Dogon et al. 1980). Bei dieser durch Buonocore entwickelten Technik wird auf den Schmelz Phosphorsäure in Konzentrationen zwischen 30 % und 40 % aufgetragen. Zu niedrige Konzentrationen (< 30 %) erzeugen schwer lösliche Präzipitate (Chow et al. 1973) und zu hohe (> 40 %) erzielen nicht die gewünschten Ätztiefen (Manson-Rahemtulla et al. 1984). Bei 37 % entstehen auf der Oberfläche Porositäten von 5-50 µm (Gwinnett 1971; Retief 1973). Diese resultieren aus der unterschiedlichen Löslichkeit der Hydroxylapatitkristalle im Schmelzprisma sowie deren Ausrichtung im Raum zur angreifenden Säure. Durch diese Anordnung entstehen unterschiedliche Ätzmuster. Bei Typ 1 sind größtenteils die Prismenzentren weggelöst und bei Typ 2 die zwischenprismatische Substanz. Typ 3 stellt eine Mischform dar (Hellwig et al. 2003). Die Konditionierung hat zusätzlich eine Erhöhung der Oberflächenenergie des Schmelzes zur Folge, woraus eine verbesserte Benetzbarkeit entsteht (Gwinnett 1971; Retief 1973). Wird dieser veränderte Zahnschmelz mit einem niedrig viskösen Komposit (Bonding) als Haftvermittler infiltriert, entsteht durch geometrische und rheologische Effekte das Aufschrumpfen des Adhäsivs auf die Schmelzzotten, also der mikromechanische Haftverbund (Lutz et al. 1976).

Die Abbildung 4 zeigt eine schematische Zeichnung durch den Randbereich einer Kompositrestauration im konditionierten Schmelz (RÄ + SZ) mit dem infiltrierten Haftvermittler (BS) und dem rheologischen Effekt (A). In der Vergrößerung (B) ist der mikromechanische Haftverbund durch geometrische Effekte verdeutlicht.



**Abb. 3** Schematische Zeichnung des Randbereiches einer Kompositrestauration mit konditionierter Schmelzoberfläche

### 2.2.3. Dentinhaftung

Im Gegensatz zur Verbindung von Kompositen am Schmelz stellt eine gleichwertige Verbindung zum Dentin eine größere Herausforderung dar. Dieses ist teilweise in den natürlichen Eigenschaften und im Auftreten des so genannten „Smearlayer“ begründet, welcher iatrogen durch die Präparation einer Kavität entsteht (Hellwig et al. 2003).

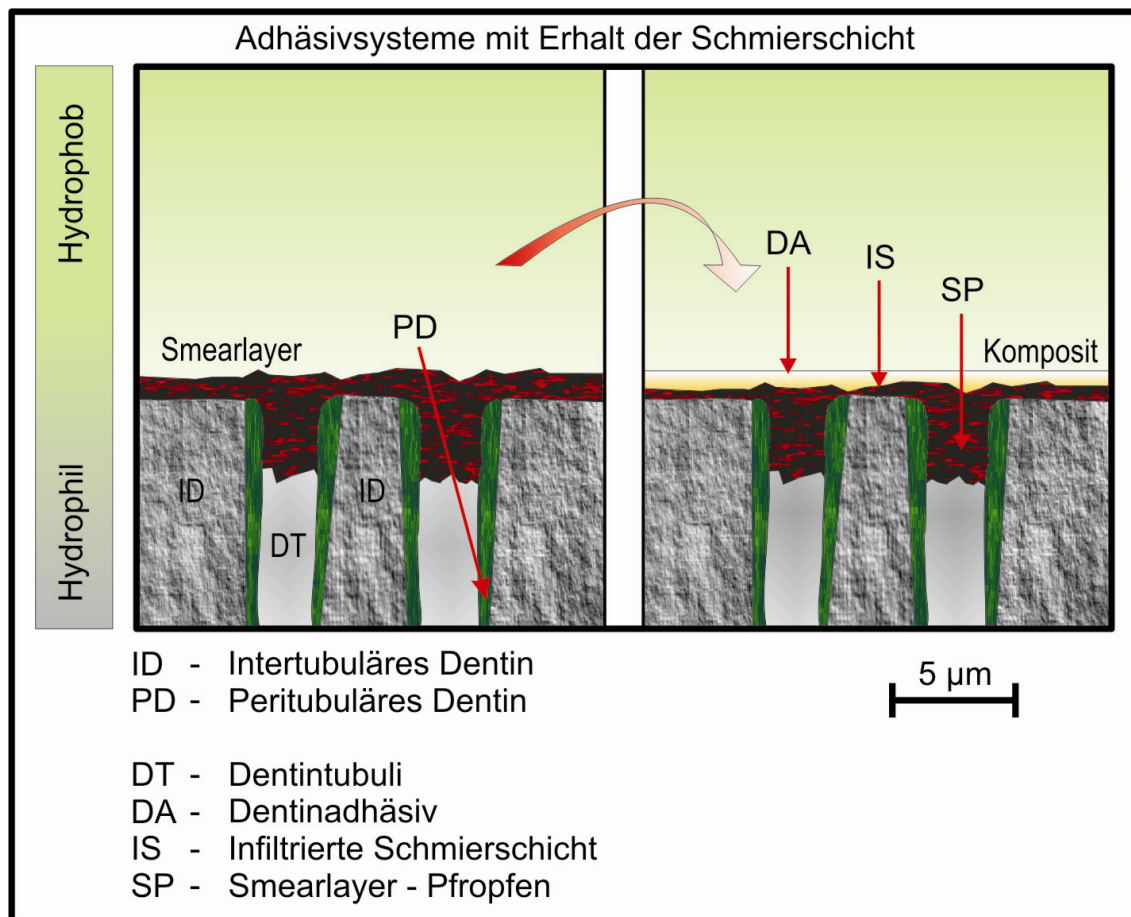


Dentin enthält im Vergleich zu Schmelz, welcher zu 80-90 Vol.% aus anorganischen Bestandteilen besteht, nur 45 Vol.%, die sich hauptsächlich aus Phosphat und Kalzium sowie Anteilen an Fluor, Magnesium und anderen Spurenelementen zusammensetzen. Die Haupts substanz der organischen Matrix ist Kollagen (90 %). Hinzu kommen nichtkollagene Komponenten, wie Chondroitinsulfat, Proteine, Lipide, Ziträt und Laktat. Daraus ergibt sich, dass das Hydroxylapatit willkürlich in einer Kollagenmatrix verteilt ist. Neben diesem chemischen Faktor treten strukturelle Merkmale auf, die die Haftung am Dentin beeinflussen können. Rein morphologisch setzt sich das Dentin aus den Odontoblasten, die den inneren Dentinmantel säumen und deren Fortsätzen, die wiederum in den Dentinkanälchen liegen, dem peritubulären und intertubulären Raum sowie dem Manteldentin zusammen. Eine Besonderheit besteht im unterschiedlichen Mineralisationsgrad, wobei das peritubuläre Dentin deutlich stärker mineralisiert ist als das intertubuläre (Schroeder 2000).

Zwischen den Odontoblastenfortsätzen und der Kanalwand befindet sich der periodontoblastische Raum, der neben Gewebsflüssigkeit (Ferrari et al. 1999) organische Strukturen wie kollagene Fibrillen und peritubuläre Dentinmatrix enthält, die für die Versorgung des Dentins von großer Bedeutung sind (Schroeder 2000). In den Dentintubuli entsteht ein konstanter, in die Peripherie gerichteter Druck in einer physiologischen Größenordnung von 10-11 mmHg (Terkla et al. 1987). Durch diesen nach außen gerichteten Gradienten wird das Dentin zu einer hydrophilen Substanz, welche *in vivo* nie 100 % trocknungsfähig ist. Das Problem der Hydrophilie des Dentins gegenüber einem hydrophoben Komposit wurde durch hydrophile Primer (HEMA) gelöst, die angesichts ihrer chemischen Struktur in das vorbehandelte Dentin eindringen und die Benetzbarkeit erhöhen (Perdigao 1999). Aufgrund der unterschiedlichen Permeabilitätseigenschaften ist im Bereich der Pulpahörner mit besonders viel Feuchtigkeit zu rechnen. Allgemein gilt, dass approximales Dentin permeabler ist als okklusales und koronales Dentin mehr als Wurzel dentin (Pashley et al. 1987; Pashley et al. 1991).

Ein weiteres Problem der Dentinhaftung stellt das Auftreten einer Schmierschicht (Smearlayer) dar. Diese tritt bei jeder Bearbeitung der Hartsubstanz auf und ist etwa 0,5-5 µm stark. Bestandteile sind neben Hartsubstanztrümmern, Schleifpartikeln und denaturiertem Kollagen auch Speichel, Bakterien und Blut (Schäfer 1999). Eine Entfernung mit dem Wasserspray ist in sofern nicht möglich, da die Bestandteile in die Dentintubuli eingepresst sind (Eick et al. 1991). In den vergangenen Jahren gab es zahlreiche Studien über die Haftung am Dentin mit unterschiedlichen Adhäsionsstrategien, die den vollständigen bzw. teilweisen Erhalt oder die Entfernung des Smearlayer und die Auswirkungen auf den Haftverbund in ihren Studien untersucht haben.

Diese Konzepte sollen an dieser Stelle vorgestellt und im Folgenden in die Gruppen 1-3 eingeteilt werden. Gruppe 1 resultierte aus dem historischen Dentin-Ätz-Tabu, spricht sich für den kompletten Erhalt des Smearlayer aus und ist in der Abbildung 4 einmal schematisch dargestellt.

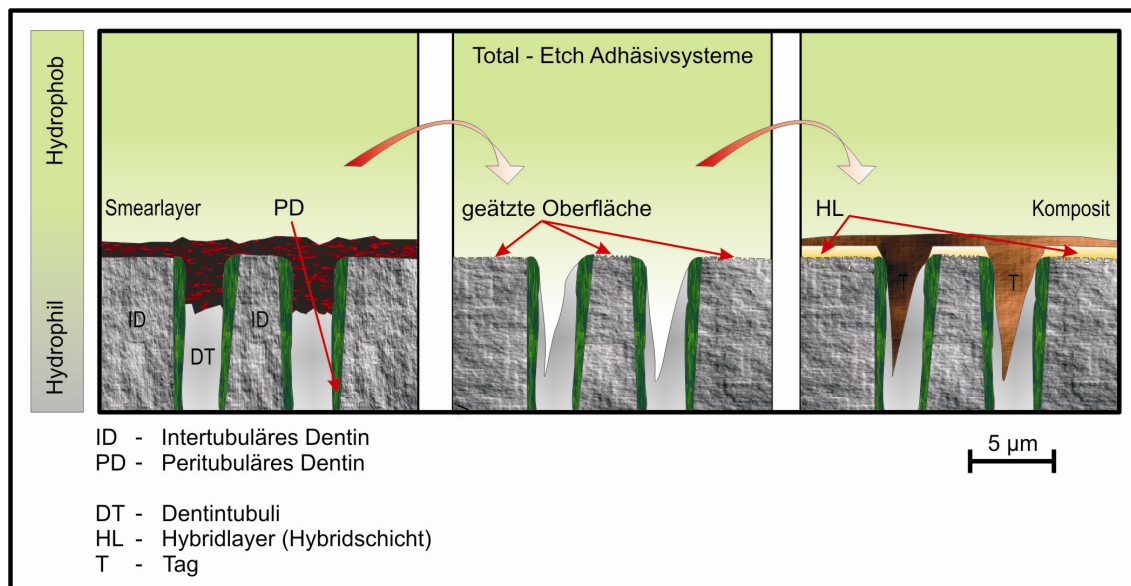


**Abb. 4** Haftverbund am Dentin bei Adhäsivsystemen mit Erhalt der Schmierschicht

Man versucht dabei, die Effekte der Verminderung der Dentinpermeabilität und die Kompensierung der Polymerisationsschrumpfung des Komposits auszunutzen. Der Smearlayer dient so als biologischer Wundverschluss, erschwert jedoch die Haftung des Adhäsivs am Zahn. Ziel dieses Adhäsivtyps ist die Infiltration des Smearlayer mit bifunktionellen Monomeren (Primer), um eine mikromechanische und chemische Bindung zu erzielen. Das Abtöten von Bakterien soll durch die Zugabe von antibakteriellen Mitteln erreicht werden.

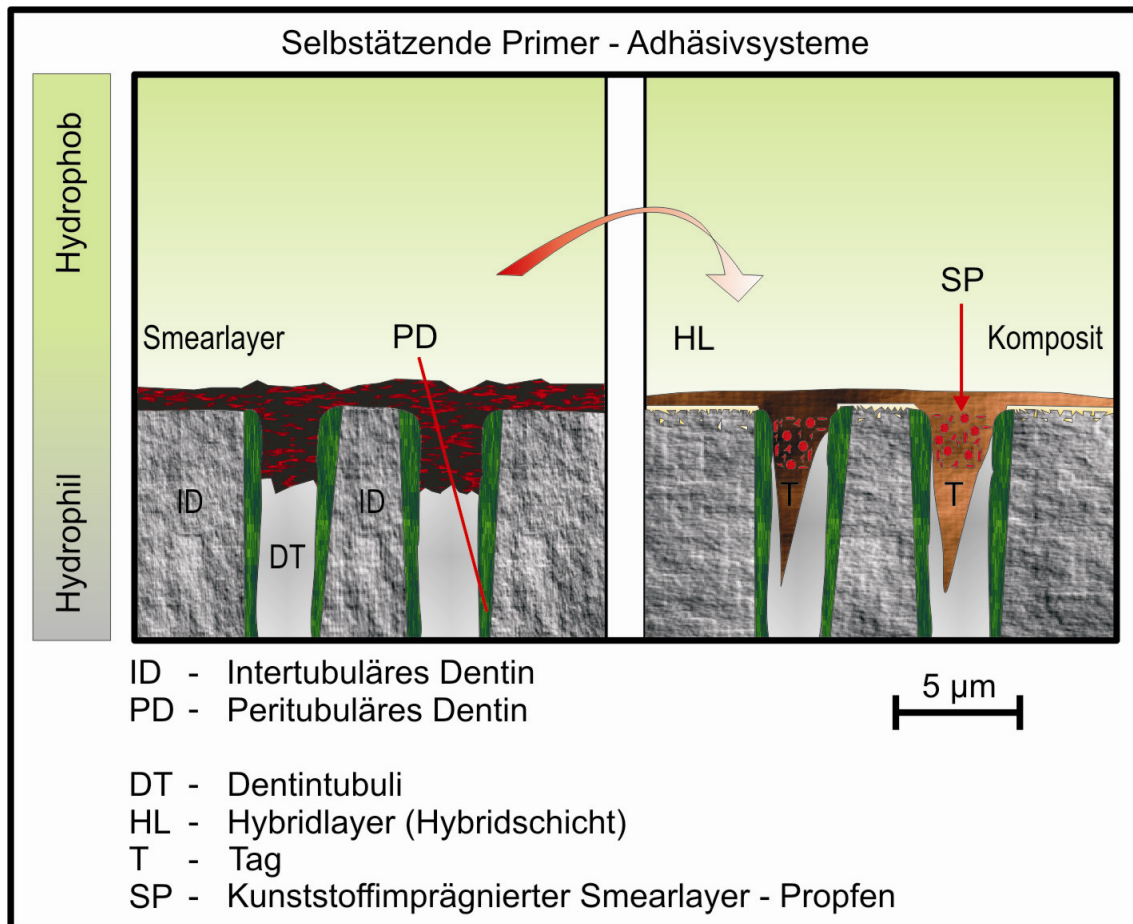
Die Gruppe 2 der Adhäsive zielt auf die vorherige vollständige Entfernung des Smearlayer ab, welches die Anwendung von Säure (Phosphorsäure) oder eines Kalzium-Chelat-Bildners

(EDTA) erfordert. Neben der Entfernung wird das oberflächliche Dentin in einer Tiefe von 0,5 - 10 µm entkalkt und das Kollagen freigelegt, abhängig vom Material, der relativen Ätzkraft und der Applikationsdauer (Uno et al. 1996). Das demineralisierte Kollagennetzwerk wird durch das Adhäsiv infiltriert und stabilisiert. Es entsteht so ein Hybridlayer aus Komposit und Dentin, welcher eine mikromechanische Verankerung formt. Das Prinzip ist in der Abbildung 5 dargestellt.



**Abb. 5** Haftmechanismus am Dentin mit Total-Etch Adhäsivsystemen

Eine Mischform der Gruppen 1 und 2 ist die Gruppe 3, welche in der Abbildung 6 dargestellt ist. Bei diesem Konzept wird der Smearlayer nur teilweise entfernt, so dass noch ein kleiner Tropfen den Tubulus verschließt. Diese selbststänzen Adhäsive müssen dabei sauer genug sein, um auch klinisch relevante Schmierschichten konditionieren zu können. Damit soll im intakten Dentin zumindest eine dünne Demineralisationszone erzielt werden, die dann gleichzeitig von Harzen durchdrungen werden kann (Perdigao 2002).

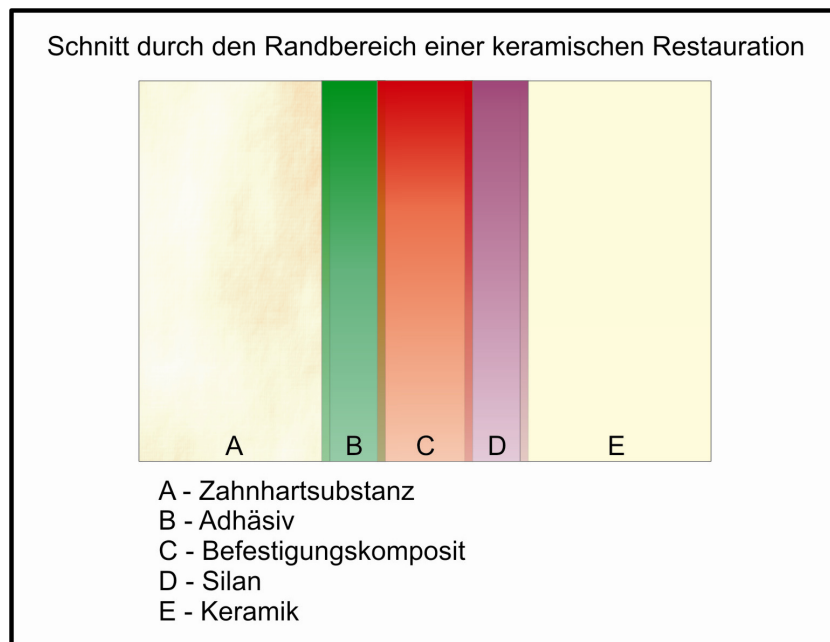


**Abb. 6** Haftmechanismus am Dentin mit selbstätzenden Adhäsivsystemen und partiellem Erhalt der Schmierschicht.

#### 2.2.4. Haftverbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik

Die Voraussetzungen für eine optimale Adhäsion einer keramischen Restauration am Zahn ist eine möglichst hundertprozentige Benetzung der mikroretentiven Oberflächen und eine geringe Polymerisationsschrumpfung des Adhäsivs (Hellwig et al. 2003). Letztere würde bei zu großem Ausmaß die Grenzflächenbeziehungen durch den Phasenwechsel gefährden und Frakturen im Bereich der Adhäsionsoberfläche erzeugen (Hahn et al. 1996). Die Haftung des Befestigungskomposits an keramischen Restaurationen wird durch die adhäsivindividuelle Konditionierung der Oberflächen bewirkt. Dabei entsteht durch eine Säure (Phosphorsäure) ein mikromechanisches Ätzmuster im Schmelz bzw. Dentin. Der gleiche Effekt stellt sich bei der Keramik ein, wobei hier Fluorwasserstoff als Säure verwendet wird. Nach der Applikation der Haftvermittler in Form eines Adhäsivsystems am Zahn sowie eines Silans auf die Keramik, entsteht nach dem Aushärten ein kraftschlüssiger Verbund zwischen Zahn, Komposit und

Restauration (Lopes et al. 2002). Dieser basiert auf der mikromechanischen Retention und einem chemischen Haftverbund (Sauerstoffbrücken) (Hahn et al. 1996; Touati et al. 2001). In Abbildung 7 ist der Schnitt durch den Randbereich einer keramischen Restauration (E) am Zahn (A) schematisch dargestellt. B (Adhäsiv), C (Befestigungskomposit) und D (Silan) stellen die Komponenten der Haftvermittlung dar.



**Abb. 7** Randschnitt einer an natürlicher Zahnhartsubstanz adhäsiv befestigten keramischen Restauration

### 2.2.5. Adhäsivsysteme - Stand der Technik

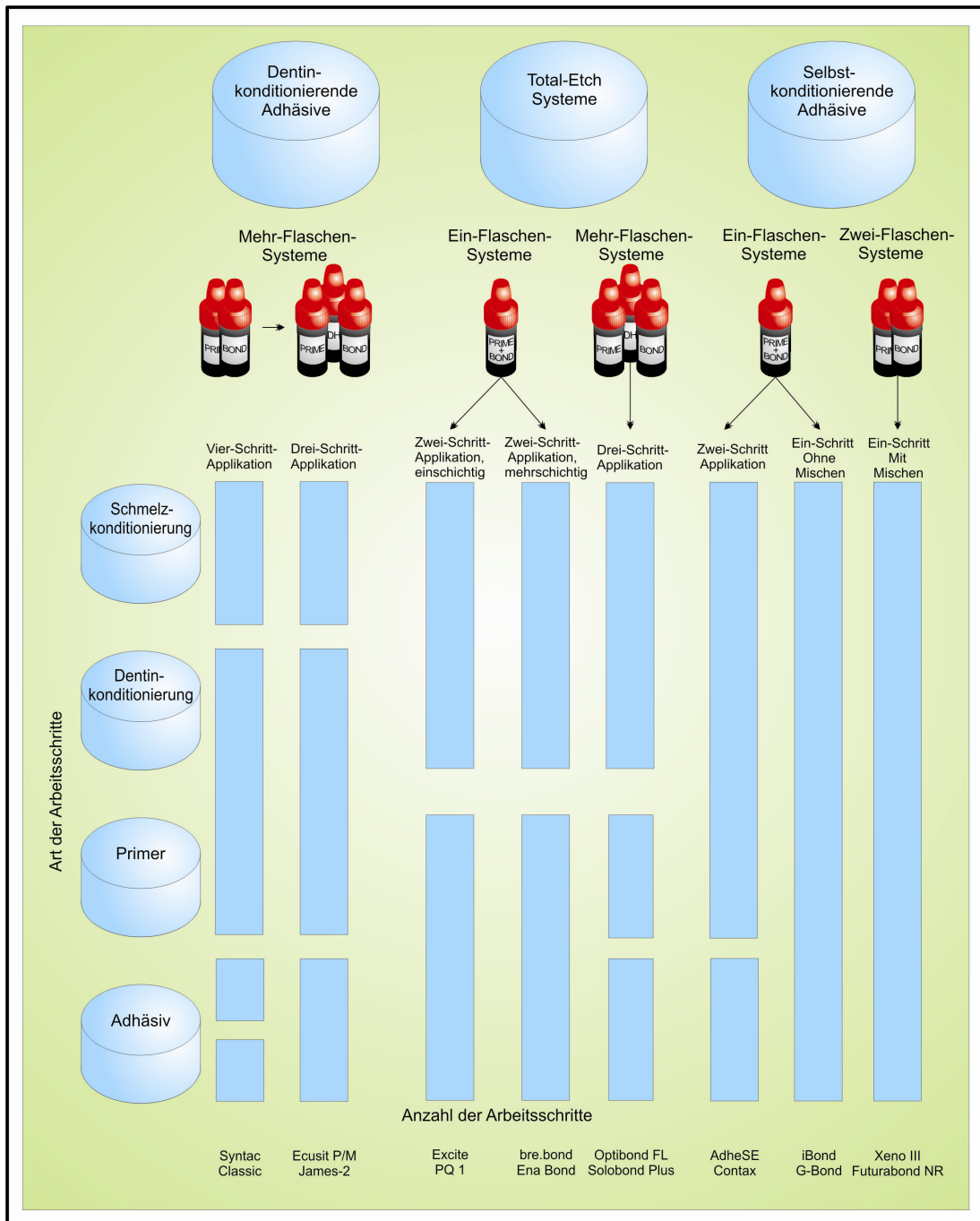
Resümierend gehören folgende Schritte zum Aufbau der Haftung an den Zahnhartsubstanzen:

1. Konditionierung des Schmelzes mit einer Säure zur Ausbildung eines Ätzmusters für die mikromechanische Verankerung.
2. Konditionierung des Dentins mit Auflösung des Smearlayer, Demineralisation der Oberfläche und Freilegung der Tubuluseingänge sowie des Kollagenflechts.
3. Applikation eines hydrophilen Primers, welcher nach dem Auftragen in das Kollagenflecht infiltriert,
4. Auftragen des amphiphilen Adhäsivs, welches zusammen mit dem Primer eine Hybridschicht bildet, die die Voraussetzung für die Applikation des Komposits ist.

Die Umsetzung dieser vier Arbeitsschritte kann auf unterschiedliche Art erfolgen, wobei eine Kombination einzelner Schritte bis hin zum kompletten Ein-Schritt-Systems möglich ist.

Die nachfolgende Grafik (Abb. 8) zeigt die Vielfalt der Anwendungsmöglichkeiten heute auf dem Markt befindlicher Adhäsivsysteme unterteilt in drei Gruppen:

1. Dentinkonditionierende Systeme
2. Total-Etch-Systeme
3. Selbstätzende Systeme



**Abb. 8** Übersicht der Adhäsivsysteme mit Art und Anzahl der Arbeitsschritte (nach Blunck 2005)

Dentinkonditionierende Systeme bestehen grundsätzlich aus mehreren Einzelkomponenten, die nacheinander und oft in Kombination mit der selektiven Schmelzätzung eingesetzt werden. Die Bezeichnung „dentinkonditionierend“ erklärt sich aus der Tatsache, dass dem Primer saure Bestandteile beigemischt sind, die den Smearlayer modifizieren und das Dentin demineralisieren. Total-Etch-Systeme werden nach der Etch&Rinse-Technik angewandt, bei der Schmelz und Dentin gleichzeitig konditioniert werden. Dieses wird durch das Auftragen von Phosphorsäure nach unterschiedlicher Einwirkzeit erreicht. Auf dem Dentin sollte die Einwirkzeit 20 s nicht übersteigen, weil sonst das Kollagenetzwerk zu tief freigelegt wird und nicht mehr ausreichend vom Primer infiltriert werden kann (Blunck 2005). Innerhalb dieser Gruppe gibt es die Varianten der Ein- oder Mehr-Flaschen-Systeme. Letztere werden in einer Drei-Schritt-Applikation aufgetragen (Ätzen, Primer, Adhäsiv).

Bei der Verwendung eines Ein-Flaschen-Systems wird der Weg der Zwei-Schritt-Applikation beschritten. Die 1. Phase umfasst das Ätzen und die zweite das Auftragen des Adhäsivs. Entscheidend für den Erfolg ist die Infiltration des hydrophilen Monomers in das freigelegte Kollagengeflecht, welches nach dem Absprühen der Säure nicht durch zu starke Trocknung kollabieren darf.

Um in der Praxis die Arbeit zu erleichtern und Zeit einzusparen, werden von den Herstellern seit einigen Jahren selbstätzende Primer angeboten. Diese enthalten als Säure Zitronen-, Malein-, Malon- oder Itakonsäure in relativ niedrigen Konzentrationen und wässriger Lösung, um deren Präzipitate zu vermeiden, aber dennoch ein ausreichendes Ätzmuster zu erzielen (Hannig et al. 1999; Reinhardt 2002). Vorteil dieses Verfahrens ist, dass Schmelz und Dentin gleichzeitig geätzt werden und das Monomer sofort eindringt. Dies stellt sicher, dass die Ätztiefe mit der Infiltrationstiefe identisch ist (Blunck 2005). Im Anwendungsbereich unterscheidet man eine Ein- und Mehr-Schritt-Applikation, jeweils mit oder ohne Anmischvorgang.

Eine weitere Form der selbstätzenden Systeme sind die selbstkonditionierenden Primer-Adhäsiv-Gemische, die „All-in-One-Adhäsive“. Hierbei wird nur eine saure Lösung appliziert, mit einer Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren, die Ätzmittel, Primer und Adhäsiv in einem darstellt. Auch hier gibt es Systeme, bei denen das Adhäsiv aus zwei Komponenten besteht, von denen eine die Monomere und die andere zum größten Teil Wasser enthält, welche angemischt werden müssen. Diese Verarbeitungsform erfolgt dann, wenn die Monomere im sauren Milieu nicht ausreichend hydrolysestabil sind.

Die letzte Stufe der Vereinfachung liegt im „All-in-One-Adhäsiv“ ohne Anmischvorgang, die in Ein- oder Mehrfachapplikation verwendet werden. Für alle selbstkonditionierenden Systeme muss eine Einschränkung für die Effektivität der Ätzwirkung des unbearbeiteten Schmelzes



gemacht werden. An unbearbeiteten Schmelzoberflächen wird kein genügendes Ätzmuster erzielt. Gründe hierfür liegen zum einen in der geringeren Ätzkraft des Primers und zum anderen im morphologischen Unterschied zwischen den oberflächlichen und tiefer liegenden Schmelzschichten (Gwinnett 1967; Poole et al. 1967) sowie der Anwesenheit eines Schmelzoberhäutchens. Daraus kann ein reduzierter Haftverbund resultieren (Kanemura et al. 1999).

Die Beurteilung der klinischen Effektivität in einzelnen Gruppen ist in sofern schwierig, da die Haftwerte zumeist *in vitro* mittels Druck- oder Zugscherversuchen ermittelt werden. Zusätzlich kann mittels Farbstoffpenetration und anschließender Auswertung unter einem Stereomikroskop oder Konfokalen Laserscanning Mikroskop (CLSM) die Randedichtigkeit von Restaurationen festgestellt werden und eine Untersuchung der Füllungsänder nach morphologischen Gesichtspunkten erfolgen (Celiberti 2005). Die dabei entstehenden differierenden Versuchsparameter der unterschiedlichen Forschergruppen machen einen objektiven Vergleich nahezu unmöglich (Retief 1991). Auch wenn im Labor eine klinikähnliche Situation erzeugt werden soll, können nicht alle klinischen Parameter reproduziert werden (Pashley 1991).

Bedingt durch das große Angebot und die stetige Weiterentwicklung ist es für den Behandler schwierig, das richtige Material zu identifizieren. Das Magazin „ZP – Zahnarzt Praxis“ wies 2005 nicht weniger als 58 Adhäsivsysteme von 28 Herstellern für den deutschen Markt aus (Blunck 2005).

Bislang haben Studien gezeigt, dass Mehr-Flaschen-Bonding-Systeme mit separater Primer- und Adhäsivapplikation geringere Streuungen der Haftwerte aufweisen als Ein-Flaschen-Systeme dieser Kategorie. Nachteil bei den Ein-Flaschen-Systemen ist die Mischung aus Primer und Adhäsiv, die den Spagat zwischen ausreichender Infiltration in das frei gelegte Kollagennetzwerk und Ausprägung einer klinisch relevanten Hybridschicht nicht immer ausreichend vollbringt (De Munck et al. 2005). Im Gegensatz dazu stehen die selbstätzenden Systeme, die zur Vereinfachung der Handhabung und Reduzierung der Techniksensitivität entwickelt wurden und mittlerweile eine echte Alternative zu den Total-Etch-Systemen mit Phosphorsäure darstellen (Hannig et al. 1999).



## **2.3. Aufbaumaterialien**

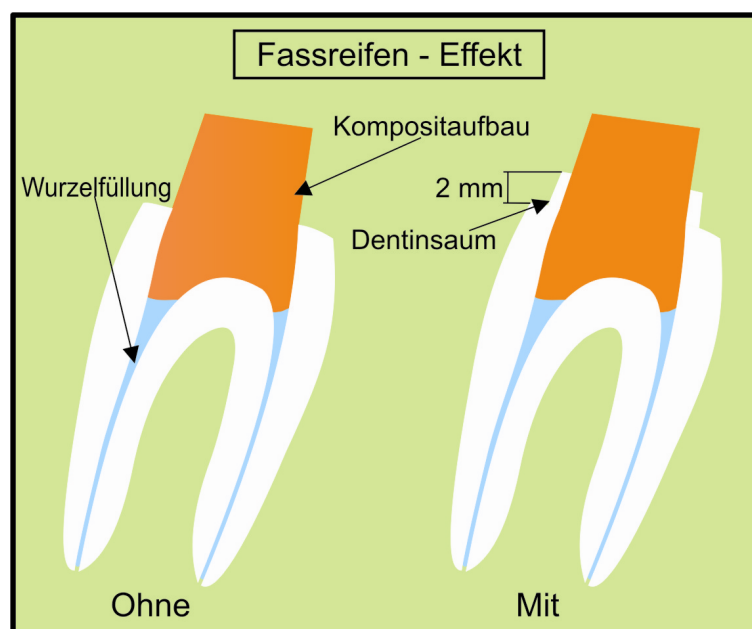
### **2.3.1. Stumpfaufbauten in der Zahnheilkunde**

Die Anwendung eines Stumpfaufbaus in der Zahnmedizin ist immer dann indiziert, wenn durch Karies oder Traumata großvolumige Zahnhartsubstanzdefekte vorliegen, die eine spätere prothetische Versorgung notwendig machen. Ziel ist es, eine dichte Versiegelung der Dentinwunde (Brannstrom et al. 1978; Bergenholtz et al. 1982) und eine Stabilisierung der Zahnrestsubstanz mit gleichzeitiger Rekonstruktion von Retentionsflächen zu erreichen (Shillingburg et al. 1985; Combe et al. 1999). Außerdem werden Präparation und Abformung für die prothetische Versorgung erleichtert (Combe et al. 1999). Man unterscheidet bei den Stumpfaufbauten zum einen die Versorgung eines vitalen Zahnes und zum anderen die postendodontische Versorgung.

Unter Schonung möglichst viel gesunder Zahnhartsubstanz soll durch den Aufbau endodontisch behandelter Zähne eine fundierte Verankerung für eine definitive Restauration geschaffen werden. Es ist wissenschaftlich verifiziert, dass die klinisch relevanten physikalischen Eigenschaften des Dentins durch eine endodontische Behandlung nicht entscheidend verändert werden (Fusayama et al. 1969; Reeh et al. 1989). Eine Schwächung des Zahnes wird hauptsächlich durch den Zahnhartsubstanzverlust verursacht, der bei der Präparation der Zugangskavität und der damit verbundenen Entfernung des Pulpakavumdaches entsteht. Die Standardaufbereitung der Wurzelkanäle spielt im Hinblick auf die Stabilität nur eine untergeordnete Rolle. Vor allem die darüber hinaus gehenden Maßnahmen wie Revisionen von Wurzelkanalfüllungen und in erster Linie Vorbohrungen für Wurzelkanalstifte und Wurzelspitzenresektionen, schwächen aufgrund des weiteren Substanzabtrages den Zahn zusätzlich. Wurzelkanalstifte sind vor diesem Hintergrund nicht in der Lage, die Festigkeit endodontisch behandelter Zähne zu steigern, sondern dienen lediglich der Retention der koronalen Restauration (Guzy et al. 1979; Trope et al. 1985). Durch die bereits erwähnte Adhäsivtechnik stehen heute für zahlreiche klinische Situationen Aufbaumöglichkeiten zur Verfügung, durch die je nach Zerstörungsgrad des zu restaurierenden Zahnes auf die Anwendung von konventionellen Wurzelkanalstiften verzichtet werden kann.

### 2.3.2. Indikation eines Stumpfaufbaus

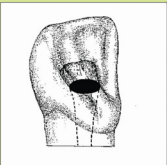
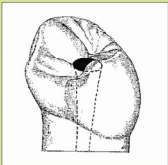
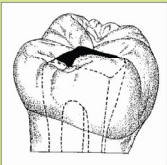
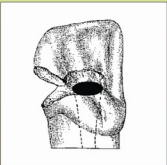
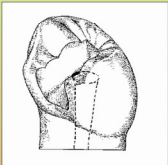
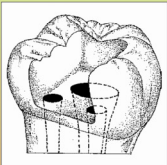
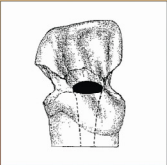
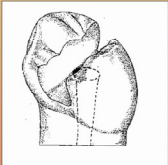
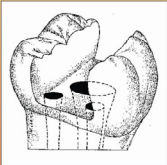
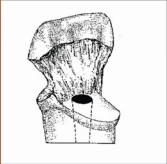
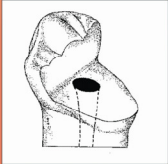


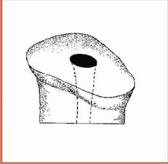

Die Indikation einer Aufbaufüllung hängt vom Destruktionsgrad eines Zahnes ab. Dabei spielt die Vitalität zunächst keine Rolle (Abb. 10). Für einen vitalen Zahn korreliert die Indikation einer prothetischen Versorgung mit vorhergehender Aufbaufüllung direkt mit den Kontraindikationen für eine normale plastische Füllung. Aufbaufüllungen sind dann indiziert, wenn kein Approximalkontakt wiederhergestellt werden kann, die Kavitätenränder stark dentinbegrenzt sind, keine ausreichenden Retentionsflächen für eine Goldteilkrone bzw. suffiziente provisorische Versorgung sichergestellt oder gar ein Höckerersatz angezeigt ist. Letzteres gilt für definitive Komposit- und Amalgamrestaurationen. Semipermanente Lösungen, beispielsweise eine Amalgamfüllung mit Höckerersatz bei Zähnen mit parodontal oder endodontisch unsicherer Prognose sowie aus Zeit- und Kostengründen sind durchaus zulässig (Hellwig et al. 2003). Gleichwohl ist ein adhäsiver Aufbau allein nicht in der Lage ausreichend Retention bei einem tief zerstörten Zähnen zu schaffen. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit einer zusätzlichen Restretention an der verbleibenden Zahnhartsubstanz, die bei der Präparation für die koronale Restauration berücksichtigt werden muss. Man spricht hier auch vom so genannten „Fassreifeneffekt“.



**Abb. 9** Fassreifeneffekt bei Stumpfaufbauten für eine anschließende prothetische Versorgung

Dabei handelt es sich um einen mindestens zwei Millimeter breiten Dentinring, der dann von der definitiven Restauration ringförmig umfasst wird (Abb. 9). Dieser erhöht die Festigkeit von Zähnen mit Stiftaufbauten und damit die Langlebigkeit von Stiftzähnen (Stankiewicz et al. 2002).

Die nachfolgende Übersicht zeigt die Aufbaumöglichkeiten für vitale und endodontisch behandelte Zähne mit unterschiedlichem Destruktionsgrad, ausgehend von einem kleinen Defekt im Sinne einer zentralen Kavität, bis hin zu einer Defektausdehnung bei der keine Kavitätenwände mehr vorhanden sind.

Aufbaumöglichkeiten für vitale und postendodontische Zähne mit unterschiedlichem Destruktionsgrad				
Zentrale Kavität				Stift nein AF adhäsiv DV beliebig
Kavität mit einer fehlenden Kavitätenwand				Stift nein AF adhäsiv DV beliebig
Kavität mit zwei fehlenden Kavitätenwänden				Stift nein AF adhäsiv DV beliebig
Kavität mit drei fehlenden Kavitätenwänden				Stift Vital > nein Devital > ja AF adhäsiv / Metall DV TK / Krone
Kavität mit vier fehlenden Kavitätenwänden				Stift Vital > nein Devital > ja AF adhäsiv / Metall DV Krone

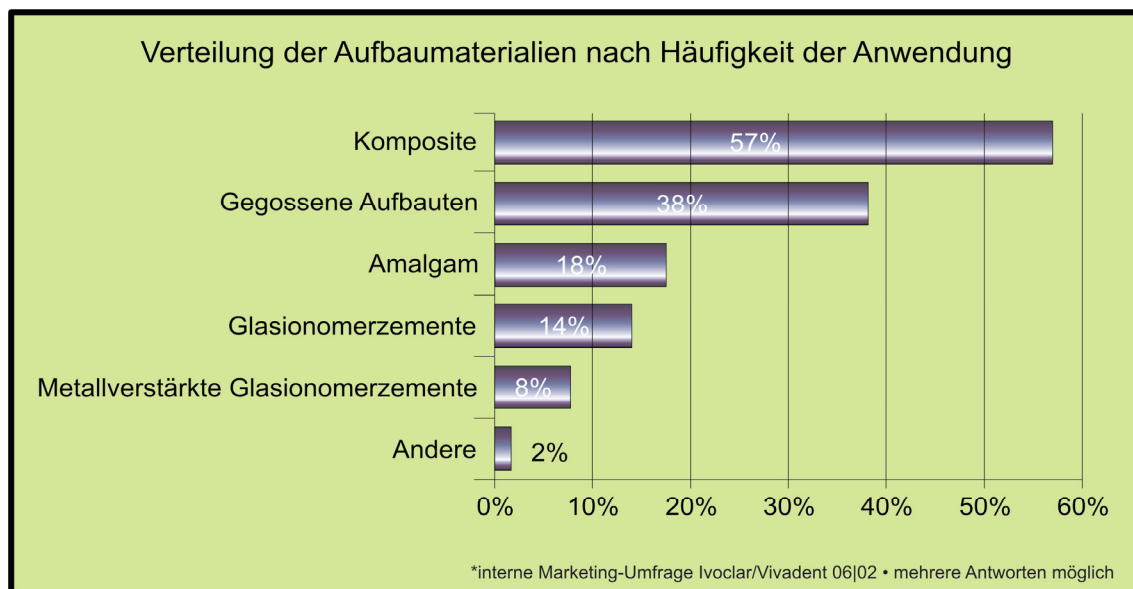
**Abb. 10** Aufbaumöglichkeiten für vitale und postendodontische Zähne

### 2.3.3. Aufbaumaterialien

Im Laufe der Zeit sind viele Materialien für den Aufbau eines Zahnes verwendet worden, die nicht speziell für dieses Indikationsgebiet entwickelt wurden, aber aufgrund ihrer Eigenschaften geeignet zu sein schienen.

Pauschal stehen für einen direkten Aufbau, der in einer Sitzung mit oder ohne Stift im Patientenmund hergestellt wird, Komposite, Amalgam oder Zemente (Glasionomerzemente) und für indirekte Aufbauten, die nach einer Abformung der Situation im Patientinmund im zahntechnischen Labor hergestellt werden, Metall zur Verfügung. Bei diesen sind der Aufbau und der Stift gegossen.

Das am häufigsten angewendete Material bei direkten Aufbauten ist Komposit, gefolgt von Amalgam, wobei aber der Anteil an Amalgamaufbauten zu Gunsten des Komposites deutlich abnimmt (Christensen 2000). Obwohl die Anwendung von Amalgam als Aufbaumaterial in anderen Ländern weit verbreitet zu sein scheint (Wassell et al. 2002), wird von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und dem Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM 2003) der Werkstoff für die Neuanfertigung eines Aufbaus als ungeeignet angesehen. Für den Aufbau eines Zahnes mit einer geplanten keramischen Restauration ist Amalgam aus ästhetischer Hinsicht obsolet.



**Abb. 11** Verteilung der Aufbaumaterialien nach der Häufigkeit ihrer Anwendung. Ergebnis einer internen Marketing-Umfrage Ivoclar-Vivadent 06/02 (Ivoclar-Vivadent 2004)

Die Anwendung von konventionellen Zementen wird ebenfalls nicht empfohlen, da nur eine unzureichende mechanische Festigkeit und Dichtigkeit des Materials vorliegt (Christensen 2000; DGZMK 2005). Ferner ist eine unterminierende Präparation wie beim Amalgam von Nöten, da kein Verbund zum Zahn entsteht. Dieses bedeutet eine zusätzliche Schwächung der Zahnrestsubstanz. Eine Ausnahme stellt die Klasse der fluoridabgebenden Glasionomerezemente dar, die einen chemischen Verbund über ionische und kovalente Bindungen erzeugen. Die Verbindung Komposit-Schmelz ist jedoch sechsmal höher als zwischen Glasionomerezement und Schmelz und eine Bindung an das Kollagen des Dentins ist bislang nicht nachgewiesen (Hellwig et al. 2003). Des Weiteren sind Glasionomerezemente in ihren Stabilitätseigenschaften gegenüber Kompositen und Amalgamen reduziert (Wassell et al. 2002).

Durch die Möglichkeit der adhäsiven Befestigung am Zahn bietet bei ausreichender Trockenlegung ein Kompositaufbau ein den anderen erwähnten Materialien überlegenes Potential. Die Hauptvorteile liegen in der effektiven Versiegelung der Dentinwunde, der mikromechanischen Haftung an Schmelz und Dentin sowie der schonenden Präparation. Der aufgebaute Zahn mit oder ohne Stift zeigt bei gleicher Größe ähnliche Stabilitätseigenschaften eines präparierten natürlichen Zahnes (Christensen 2000; Azer et al. 2001).

Komposite in der Zahnmedizin sind zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in die Kavität chemisch und oder unter Energiezufuhr (Licht) aushärten. Die Bestandteile eines Kompositmaterials sind vielfältig, setzen sich aber grundlegend aus einer organischen Matrix, einer dispersen Phase (Füllstoffe) und einer Verbundphase (Silan) zusammen. Dabei bestimmt die organische Matrix die mechanischen Eigenschaften wie Wasseraufnahme, Schrumpfung, Polymerisationsgrad und Viskosität. Die disperse Phase legt die Art des Komposits fest und kann physikalische und mechanische Eigenschaften verbessern. Man unterscheidet zwischen Makrofüllern, Mikrofüllern, Nanofüllern und Hybridkompositen. Bei einem Aufbaumaterial auf Kompositbasis wird das Hauptaugenmerk auf andere Eigenschaften gelegt als bei reinen Füllungsmaterialien. Minimale Abrasivität, Polierbarkeit und hohe Ästhetik spielen nur eine untergeordnete Rolle. Vielmehr stehen hohe Festigkeit und gute Verarbeitung im Vordergrund. Die Konsistenzen reichen von hoch viskösen Materialien zur freien Modellierung bis hin zu niedrig viskösen, fließfähigen Kompositen zur Verarbeitung in Matrizen-technik. Die Abbildung 12 zeigt wesentliche Bestandteile eines Komposites.

Die Literatur zeigt, dass photopolymerisierende (lichthärtende) und dualhärtende (Kombination aus chemisch und lichthärtend) Komposite den autopolymerisierenden in ihren Stabilitätseigenschaften überlegen sind (Cho et al. 1999).

Darüber hinaus ist die Kompatibilität des Adhäsivs mit dem verwendeten Komposit von großer Wichtigkeit, denn nicht jedes Komposit bildet mit jedem Adhäsiv einen stabilen Verbund. Die Inkompatibilität führt zu niedrigen Haftungswerten, die die Chancen auf ein gutes Langzeitergebnis limitieren.

Organische Matrix			
Bestandteil	Abkürzung	Chemische Bezeichnung	Funktion
Monomer	Bis-GMA UDMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat Urethandemethacrylat	Bestimmen die Eigenschaften der aus ihnen synth. Polymere (Wasseraufnahme, -löslichkeit, Schrumpfung, Viskosität, Verarbeitbarkeit)
Komonomer	TEGDMA EDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat Ethylen-Glycol-Dimethacrylat	
Initiator	Peroxide	AP - Benzoylperoxid PP - Kampferchinon	Auslösen der Polymerisation Farbstabilität des Komposits
Inhibitor	Sterische Phenole	Hydrochinonmonomethyläther	Reagieren mit vorzeitig entstandenen Radikalen und verhindern die vorz. Polymerisation; Lagerfähigkeit
Pigmente	Oxide	Titandioxid Aluminiumoxid	Farbe Transparenz Opazität
Additiva	Weichmacher Lichtschutzmittel optische Aufheller	Dibutylphthalat 2-Hydroxybenzophenone	Gleitmittel in den Polymeren Verhinderung der Alterung durch UV-Licht

Disperse Phase - Füllstoffe		
Füllkörper	Abkürzung	Chemische Bezeichnung
Makrofüller	Quarz, Glas ,Keramik	Barium- oder Strontiumaluminiumborosilikatglas Yttrium - und Ytterbiumfluorid
Mikrofüller	Hochdisperse Kieselsäuren	Feinstteiliges SiO <sub>2</sub>
Nanofüller	Nanofüllstoffe	Keramische Füller, ZrO <sub>2</sub> , SiO <sub>2</sub>

Verbundphase - Silan
Z.B., Methacryloxypropyl - trimethoxysilan

Abb.12 Standardzusammensetzung eines modernen Kompositmaterials

### 3. Fragestellung

Komposite scheinen durch ihre Eigenschaften hinsichtlich der minimalinvasiven Präparation, dem Verbund zum Zahn, der Stabilität und Verarbeitung für den universellen Einsatz im Bereich der Stumpfaufbauten bestens geeignet zu sein. Sie finden immer häufiger Anwendung in diesem Bereich und stellen auch prozentual den größten Anteil dar (s. Abb. 11).

Dabei muss es nicht immer ein kompletter Aufbau sein, der bei einem hohen Destruktionsgrad ohne Kavitätenwände (vgl. Abb. 10) notwendig ist. Oft wird Komposit zum Ausblocken unter sich gehender Bereiche und zur Gestaltung einer idealen Kavität verwendet, welches einerseits die Abformung erleichtert und andererseits dem Zahntechniker im Labor Arbeit erspart. Unterschnitte sind mit laborgefertigten Restaurationen bei der Herstellung nicht vereinbar, da sie später nicht in die Kavität ein- oder über den Stumpf aufzubringen wären. Ferner muss den Patienten eine stabile provisorische Versorgung in der Phase zwischen Präparation und dem Einsetzen der fertigen Arbeit gewährleistet werden.

Daraus ergeben sich je nach Situation unterschiedlich große Anteile des Komposits an der Gesamtkavitätenfläche. Diese kann nur wenige Prozent betragen, beispielsweise beim Ausblocken für ein okklusales Inlay, oder gar den größten Teil ausmachen. Dies ist bei einem kompletten Stumpfaufbau, beispielsweise für eine Krone, der Fall.

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Haftung von Vollkeramik an Aufbaumaterialien im Vergleich zu Schmelz und Dentin vor und nach thermozyklischer Belastung zu untersuchen. Damit sollten Hinweise auf eine mögliche Beeinflussung der Haftung von vollkeramischen Restaurationen gewonnen werden, die sowohl an Aufbaumaterialien als auch an der Zahnhartsubstanz befestigt werden.

Hierbei wurden eine Presskeramik (IPS Empress 2) an zwei unterschiedlichen Aufbaumaterialien, Clearfil Core (Kuraray Europe/Dental-Depots, Duisburg) und MultiCore (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), mit zwei Adhäsivsystemen, Excite/Variolink II und Syntac Classic/Tetric Flow (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), befestigt. Um den Vergleich zum natürlichen Zahn treffen zu können, gab es für beide Adhäsivsysteme jeweils zwei Kontrollgruppen. Die Erste wurde aus Schmelz und die Zweite aus Dentin gebildet.

Gleichzeitig sollte eine klinisch relevante Option zur Verbesserung der Haftung am Aufbaumaterial durch Vorbehandlungsmaßnahmen mit 9,5%igem Fluorwasserstoff (Ultraetch Porcelain Etch; Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA) und einer tribochemischen Oberflächenbehandlung mit dem CoJet-System (3M Espe, Seefeld, Deutschland) des Kompositmaterials untersucht werden.

Für die vorliegende Studie wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

1. Die Haftung wird durch die Oberfläche beeinflusst.
2. Die Haftung wird durch die Vorbehandlung beeinflusst.
3. Die Haftung wird durch das Befestigungsmaterial beeinflusst.
4. Die Haftung wird durch die thermozyklische Belastung beeinflusst.