

DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik

Inhalt

1. Was gehört fachlich notwendig zur Adhäsivtechnik?

1.1 Definitionen/Begriffe

1.2 Adhäsivtechnik und Schmelzhaftung

1.3 Adhäsivtechnik und Dentinhaftung

1.4 Adhäsion mit selbstadhäsiven Materialien

1.4.1 Selbstadhäsive Komposite für direkte restaurative Therapien

1.4.2 Selbstadhäsive Komposite für die Befestigung von Werkstücken

[1.5 Stellungnahme #1](#)

2. Welche konkreten Leistungsinhalte haben die Bestandteile

a) Anätzen, b) Primer und c) Bonding?

[2.1 Stellungnahme #2](#)

3. Was gehört fachlich notwendig zum Konditionieren?

[3.1 Stellungnahme #3](#)

4. Abgrenzungen

4.1 Klassische adhäsive Befestigung von Werkstücken

4.2 Adhäsion an teilbelassene Restaurationen (Reparatur)

4.2.1 Reparatur von Komposit

4.2.2 Reparatur von Keramik

4.2.3 Reparatur von Metall

4.2.4 Sonderformen der Adhäsion

4.2.4.1 Infiltration von Schmelzläsionen

4.2.4.2 Infiltration von kariös verändertem Dentin

4.2.4.3 Adhäsion an iatrogen veränderten Oberflächen

Im Folgenden sollen folgende Fragen einer gutachterlichen Bewertung unterzogen werden:

1. Was gehört fachlich notwendig zur Adhäsivtechnik?

2. Welche konkreten Leistungsinhalte haben die Bestandteile

a) Anätzen b) Primer und c) Bonding?

3. Was gehört fachlich notwendig zum Konditionieren?

1. Was gehört fachlich notwendig zur Adhäsivtechnik?

1.1 Definitionen/Begriffe

Adhäsivtechnik ist ein wesentlicher Bestandteil der Restaurativen Zahnmedizin (Zahnerhaltung, Prothetik), die durch die nicht mehr nötige Makroretention komplett neue Möglichkeiten bietet. Adhäsion (lat. adhaerere) bedeutet „Haften unterschiedlicher Substanzen“ durch Annäherung an den Berührungsflächen und dadurch wirksam werdende molekulare Anziehungskräfte [Van Meerbeek 2010]. Dabei benötigt man eine feste (aufnehmende) Fläche, das Substrat (oder Adhärens), und eine flüssige Phase, das Adhäsiv [Van Meerbeek 2010]. Neben rein mechanischen, mikroretentiven Verbindungen an rauen/ porösen Materialoberflächen sind auch rein chemische Verbindungen zwischen Adhäsiv und Substrat (Ionenbindungen, kovalente Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen, Van-der-Waals-Kräfte) möglich [Poitevin et al. 2013; Van Landuyt et al. 2007b]. Ein enger Kontakt ist unabdingbar für eine dauerhafte Verbindung, daher setzt man dünnfließende Adhäsive ein, um eine gute Benetzung der beteiligten Oberflächen zu gewährleisten [Mine et al. 2010; Van Meerbeek 2010; Van Meerbeek et al. 2003b]. Das ideale Adhäsionssubstrat verfügt über eine hohe Oberflächenenergie, das perfekte Adhäsiv ist so niedrigviskös, dass die Oberflächenspannung des Adhäsivs geringer ist als die Oberflächenenergie des Substrates. Daneben beeinflusst auch die Rauigkeit des Substrats die Adhäsion, da eine Oberflächenvergrößerung nach Ausfüllen der Unregelmäßigkeiten mikromechanische Retention erzeugt [Mine et al. 2010; Van Meerbeek 2010; Van Meerbeek et al. 2003b]. Adhäsivtechnik als Möglichkeit, z.B. Kompositmaterialien an Schmelz und Dentin zu kleben wird in der Regel als primär mikromechanisch beschrieben, da reine/zusätzliche chemische Verbindungen bislang nur in geringem Maße nachgewiesen werden konnten [Van Meerbeek et al. 2003b; Van Meerbeek et al. 2010; Van Meerbeek et al. 2011]. Chemische Haftung ist dann möglich, wenn zwei Atome gemeinsame Elektronen nutzen. Wasserstoffbrückenbindungen und Anziehung polarer Gruppen sind physikalische Adhäsionsprozesse. Zur Ausbildung chemischer Adhäsionskräfte müssen Moleküle auf mindestens 0,7 nm angenähert werden, bei sekundären chemischen Kräften auf mindestens 3 nm [Van Meerbeek et al. 1992]. Aus klinischer Sicht ist die Rolle der mikromechanischen Verankerung im Rahmen der Adhäsivtechnik eindeutig dominant [Peumans et al. 2007; Van Landuyt et al. 2006; Van Landuyt et al. 2007b; Van Meerbeek et al. 2003b; Van Meerbeek et al.

1992; Van Meerbeek et al. 1994). Da harzbasierte Materialien (wie z.B. Mikro- oder Nanohybridkomposite, Kompomere, Ormocere, Silorane) keine Adhäsion zu Schmelz und Dentin aufweisen wie z.B. Glasionomerkemente oder selbstadhäsive Materialien [Frankenberger et al. 2007; Hickel und Manhart 2001; Manhart et al. 2004; Van Meerbeek, 2010], benötigen sie ein Adhäsiv. Ohne letzteres entstünden direkt nach erfolgter Polymerisation Randspalten, welche durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanzen und Restaurationsmaterial sowie die mechanische Belastung der Restauration verstärkt werden [Blunck und Zaslansky 2011; Cardoso et al. 2011; Chen et al. 2001; De Munck et al., 2003; Frankenberger et al. 1999; Heintze et al. 2009; Hickel et al. 2004; Ilie and Hickel 2011; Koshiro et al. 2005; Krämer et al. 2005; Manhart et al. 2001c; Van Meerbeek 2010; Van Meerbeek et al. 1994]. Ohne effektive Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen ist eine dauerhafte Verbindung mit den Zahnhartsubstanzen unmöglich [Frankenberger et al. 2008; Frankenberger und Tay 2005; Garcia-Godoy et al. 2010; Manhart et al. 2001a; Perdigao et al. 1996a; Peumans et al. 2012; Poitevin et al. 2013; Van Landuyt et al. 2007b; Van Meerbeek et al. 2010]. Historisch betrachtet ist es erst durch die Evolution der Adhäsivtechnik möglich geworden, einen effektiven Antagonismus zur Polymerisationsschrumpfung der Komposite zu etablieren [Chen et al. 2001; De Munck et al. 2012; De Munck et al. 2005b; Frankenberger et al. 2007; Hickel et al. 2004; Hickel et al. 2005]. Obwohl es Unterschiede in der Leistungsfähigkeit der marktüblichen Adhäsivsysteme gibt und Haftkräfte und Abdichtungsvermögen adhäsiv befestigter Restaurationen im Lauf der mechanisch/biologischen Gebrauchsphase im Mund des Patienten nachlassen, sind heute Langzeiterfolge von weit mehr als 10 Jahren in der Literatur belegt [De Munck et al. 2012; Heintze et al. 2009; Hickel et al. 2005; Hickel und Manhart 2001; Hickel et al. 2000; Manhart et al. 2004; Peumans et al. 2012; Van Meerbeek et al. 2004; Opdam et al. 2010]. Entscheidend für den klinischen Langzeiterfolg sind dabei weniger absolute Haftkräfte oder Dichtigkeitsnachweise in vitro als funktionell und ästhetisch akzeptable Restaurationen ohne endodontische oder parodontale Irritationen in vivo [Frankenberger et al. 2009; Garcia-Godoy et al. 2012; Garcia-Godoy et al. 2010; Hickel et al. 2010; Hickel et al. 2007].

1.2 Adhäsivtechnik und Schmelzhaftung

Die Bedeutung der Adhäsivtechnik für die Schmelzhaftung ist eindeutig. Ätzen mit 30- bis 40%iger Phosphorsäure schafft eine ideale Oberflächenmorphologie für die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen [Frankenberger and Tay 2005; Garcia-Godoy et al. 2010; Inoue et al. 2004; Koshiro et al. 2005; Krämer et al. 2005; Van Meerbeek et al. 2003b]. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie entsteht eine raue Struktur, die ungefüllten und gefüllten Adhäsiven das Einfließen ermöglicht und durch die Polymerisation zu einer innigen Verzahnung mit dem Zahnschmelz führt [Frankenberger and Tay 2005; Garcia-Godoy et al. 2010; Gwinnett 1981; Gwinnett und Ripa 1973; Inoue et al. 2004; Koshiro et al. 2005; Krämer et al. 2005; Van Meerbeek et al. 2003b). Durch den Ätzworgang werden ca. 10 µm der Schmelzoberfläche irreversibel abgetragen und darunter eine Rautiefe von bis zu 50 µm erzeugt, das so genannte Ätzmuster [Gwinnett 1981]. Dieses retentive Ätzmuster zeichnet sich durch eine hohe Oberflächenenergie aus, die Benetzbarkeit des Schmelzes wird erhöht. Gängige Phosphorsäure-Konzentrationen liegen bei 35-40 %, bei Konzentrationen unter 27% entstehen weniger lösliche

Präzipitate, daher entspricht es nicht den Tatsachen, dass niedrigere Konzentrationen „schonender“ und genauso effektiv sind. Als ideal wird für präparierten Schmelz eine Konzentration von ca. 37 % bei 30 s Ätzdauer empfohlen [Frankenberger et al. 2008; Gwinnett 1981; Van Meerbeek 2010; Van Meerbeek et al. 2003b]. Kürzere Ätzzeiten sind an präpariertem Schmelz möglich, während an nicht präpariertem Schmelz (Fissurenversiegelung, approximale Versiegelung, Zahnverbreiterung) 60 s geätzt werden sollte [Gwinnett und Ripa 1973; Peumans et al. 1997a; Peumans et al. 1997b]. Die Schmelzprismen sollten quer zu ihrer Verlaufsrichtung angeätzt werden, bei längs verlaufenden Prismen kann das Adhäsiv lediglich seitlich in die gelockerten Prismenbereiche einfließen [Carvalho et al. 2000]. Daher wurde die Notwendigkeit der Schmelzabschrägung im Seitenzahnbereich immer wieder diskutiert. Obwohl In-vitro-Resultate die Überlegenheit der Anschrägung belegen [Carvalho et al. 2000], gibt es klinisch keinen Beweis für dieses Paradigma [Krämer et al. 2005; Krämer et al. 2011; Krämer et al. 2007; Krämer et al. 2009a; Krämer et al. 2009c], da weitere Parameter hinzukommen und eine Anschrägung nicht nötig ist, wenn die Prismen bei der Präparation schon quer/schräg angeschnitten werden. Der eigentliche Schmelzverbund wird über funktionelle Adhäsive bewerkstelligt wie z. B. mit Monomeren auf Basis von bis-GMA, evtl. verdünnt mit TEGDMA. Die Haftung wird über so genannte Tags und interkristalline Retention aufgebaut [Hickel et al. 2004; Van Meerbeek 2010; Van Meerbeek et al. 2003b]. Nach Phosphorsäure-Ätzung separat aufgetragene Primer sollen nicht länger als 15 s aktiv in die geätzte Schmelzoberfläche einmassiert werden, da sich sonst durch eventuelle Zerstörung des Ätzmusters die Haftwerte verschlechtern [Frankenberger et al., 2000a]. "Konditionierung" ist ein separater Arbeitsschritt, der in der Regel mit einem Spülvorgang vergesellschaftet ist. Dies trifft bei allen Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen zu, auch für früher verwendete Systeme, die sich nicht der Phosphorsäure sondern anderer Säuren (z.B. 10% Maleinsäure, 10% Oxalsäure) bedienten [Barkmeier und Erickson, 1994].

Selbst-ätzende Adhäsivsysteme wurden ursprünglich primär zur schonenden Vorbehandlung von Dentin entwickelt – heute werden diese Adhäsivsysteme jedoch auch für die "Ätzung" von Schmelz eingesetzt [Blunck und Zaslansky 2011; De Munck et al. 2005b; Frankenberger und Tay 2005; Heintze et al. 2009]. Selbst-ätzende Adhäsivsysteme enthalten saure Primer oder saure Monomermischungen (pH <1 bis pH 2), die in der Lage sind, im Schmelz ein (gewisses) Ätzmuster zu erzeugen [Tay und Pashley 2001; Van Meerbeek et al. 2003a; Van Meerbeek et al. 1992]. Die Ätzmuster, die diese selbst-ätzenden Systeme erzeugen, sind deutlich schwächer ausgeprägt als nach Phosphorsäureätzung [Frankenberger et al. 2000a; Frankenberger und Tay 2005; Pashley und Tay 2001]. Die Effektivität und vor allem die Dauerhaftigkeit des durch selbst-ätzende Adhäsive generierten Schmelzverbunds sind in der Literatur umstritten. Untersuchungen zeigen für selbst-ätzende Adhäsive bisher immer schlechtere Ergebnisse als die für Etch&Rinse-Adhäsive [Blunck und Zaslansky 2011; Frankenberger et al. 2005; Frankenberger und Tay 2005; Peumans et al. 2005]. Das Randverhalten im Schmelz von Kompositfüllungen an Molaren war nach thermischer und mechanischer Belastung signifikant schlechter als für die Etch&Rinse-Systeme [Blunck und Zaslansky 2011; Frankenberger und Tay 2005]. Mehrere Autorengruppen konnten zeigen, dass eine selektive Konditionierung des Schmelzes mit Phosphorsäure die Wirksamkeit von selbst-ätzenden Systemen verbessert [Frankenberger et al. 2008; Taschner et al. 2012b; Van Landuyt et al. 2006]. Dabei ist allerdings darauf zu achten, dass es sich dann um eine reine selektive Ätzung des Schmelzes handelt [Frankenberger et al. 2008].

1.3 Adhäsivtechnik und Dentinhaftung

Eine erfolgreiche Implementierung des Dentins als Adhäsionssubstrat dauerte Jahrzehnte länger als beim Schmelz [De Munck et al. 2005a; De Munck et al. 2005b; De Munck et al. 2004a; De Munck et al. 2003; Manhart et al. 2004; Perdigao et al. 2000]. Hauptsächlich waren dabei zwei Probleme zu bewältigen, auf der einen Seite die Hydrophilie des Dentins incl. der mit Dentinliquor gefüllten Tubuli [Van Landuyt et al. 2007a; Van Landuyt et al. 2007b; Van Meerbeek et al. 1992], auf der anderen Seite die Präsenz einer Schmierschicht, welche nach mechanischer Bearbeitung entsteht [Oliveira et al. 2003; Watson 1989; White et al. 1989]. Erste Entwicklungsstufen der Dentinadhäsive konnten nie den Anforderungen für den klinischen Einsatz gerecht werden, da lediglich eine Bindung an die Schmierschicht erreicht wurde [Watson 1989]. Es wurde zwar eine recht gute Infiltration der Schmierschicht erreicht, die Haftung des Komposits wurde aber durch die geringe Adhäsion der Schmierschicht am Dentin limitiert [Bowen 1978; Bowen et al. 1984; Gwinnett 1984]. Darüber hinaus ist die Schmierschicht hydrolytischen Degradationsprozessen ausgesetzt [Pashley et al. 1981]. Klinisch relevante Dentinhaftungen konnten erst mit der nächsten Entwicklungsstufe erzielt werden (z. B. Gluma/Bayer Dental, Syntac/Ivoclar Vivadent, A.R.T. Bond/Coltène). Dabei wurde der präparierte Schmelz konventionell mit Phosphorsäure konditioniert, also eine selektive Schmelzätzung durchgeführt [Frankenberger et al. 2008; Frankenberger et al. 2009; Krämer and Frankenberger 2005; Krämer et al. 2005]. Erst im zweiten Schritt wurde dann ein Self-etch-Primer appliziert, eine saure Monomerlösung, die in der Lage war, die Schmierschicht aufzulösen. Charakteristikum der nächsten Entwicklungsstufe war das simultane Ätzen beider Zahnhartsubstanzen mit Phosphorsäure. Dies wurde früher „total etching“ genannt, heute korrekter „Etch&Rinse-Technik“ [Van Meerbeek et al. 2003b; Van Meerbeek et al. 2004]. Der nach Phosphorsäure-Ätzung applizierte Primer hat nun die Aufgabe, die hydrophile Oberfläche mit Hilfe enthaltener amphiphiler Moleküle vorzubereiten. Danach wird das hydrophobe Adhäsiv zur chemischen Bindung an das nachfolgend aufzutragende Komposit appliziert. Somit sind zwei getrennte Komponenten (Primer, Adhäsiv) charakteristisch für diese Entwicklungsstufe der Adhäsivsysteme. Danach erfolgte die Einführung der so genannten „One bottle bonds“. Erste Erscheinungsform dieser Gruppe war das Kompomer-Adhäsiv Dyract PSA (Dentsply). Aus werkstoffkundlicher Sicht ist es plausibel, dass die Kombination der Eigenschaften (Penetrationsfähigkeit vs. mechanische Stabilität) einen Kompromiss darstellt, da nicht beide Punkte voll entwickelt sein können. Unabhängig davon ist allen Etch&Rinse-Systemen ein Problem gemeinsam: Das Kollagennetzwerk, das nach der Phosphorsäureapplikation freigelegt wird, muss von einem hydrophilen Monomer durchdrungen werden. Dazu darf das Kollagennetzwerk nicht kollabieren. Bei der Etch&Rinse-Technik werden wie für die Schmelzkonditionierung meist eingefärbte 35- bis 40%ige Phosphorsäure-Gele eingesetzt. Die Säure dringt bevorzugt entlang der Dentintubuli, die durch die Konditionierung eröffnet werden, in die Tiefe. Das intertubuläre Dentin wird bis in eine Tiefe von 3 bis 10 µm, manchen Autoren zufolge sogar bis zu 20 µm, demineralisiert [Perdigao und Frankenberger 2001; Perdigao et al. 2000; Perdigao et al. 1996a]. Der Säureangriff ist peritubulär effektiver als intertubulär. Der durchschnittliche irreversible Verlust an Dentin beträgt dabei etwa 10 µm, während die Tiefe der Kollagenfreilegung mit etwa 20 µm, in Abhängigkeit von der Säurekonzentration und Ätzdauer beschrieben wird [Perdigao et al. 1996b]. Die Säure dringt maximal etwa 30 µm in das Dentin ein und hat daher auf Dentin per se keine schädigende Wirkung [Pashley 1992]. Je nach Dauer der Ätzung mit Phosphorsäure resultieren unterschiedliche Demineralisationstiefen, die zusätzlich davon

abhängig sind, ob das Ätzel während der Applikation in Bewegung gehalten wurde oder nicht [Wang und Spencer 2004]. So wurde nach 10 s ohne Bewegung so gut wie keine Demineralisation des kompakten Dentins festgestellt, während in Bewegung gehaltenes Ätzel in 10 s eine ca. 3 µm tiefe Kollagenfaserschicht freilegte. Nach 60 s konnte mit Bewegung eine Demineralisationstiefe von 13 µm gemessen werden. Im allgemeinen wird eine Applikationszeit der Phosphorsäure auf Dentin von 15 (-20) s empfohlen, bei verlängerten Ätzzeiten besteht die Gefahr, dass das Kollagen dabei auch in tieferen Schichten freigelegt wird, wo es dann möglicherweise nicht vollständig von den Komponenten des Bondingsystems durchdrungen werden kann [Piöch et al. 1998]. Die nicht mit Monomeren infiltrierten Kollagenbereiche des demineralisierten Dentins werden als besonders kritisch bezüglich einer möglichen Degradation angesehen. Bei einer zu langen Einwirkung der Säure kann daher der Verbund geschwächt werden [Frankenberger et al. 2000b; Peschke et al. 2000]. Das durch Phosphorsäure-Ätzung freigelegte Kollagennetzwerk muss anschließend sicher von Monomeren durchdrungen werden. Dieses besitzt allerdings eine geringe Oberflächenenergie, so dass die Applikation von oberflächenaktiven Komponenten in Form von Primern für die Haftung an konditioniertem Dentin besonders wichtig ist. Um den Erfolg der sinnvollerweise gleichzeitig erfolgten Schmelzätzung sichtbar zu machen, müssen zumindest die Schmelzränder getrocknet werden. Dadurch wird aber dem instabilen Kollagenfasergeflecht wichtige Feuchtigkeit entzogen, woraus ein Zusammenfallen und Verkleben des Kollagens resultiert. „Wet bonding“, also das Belassen sichtbarer Feuchtigkeit auf der Dentinoberfläche kann diesen Kollagenkollaps verhindern sowie die Penetration in die interfibrillären Räume fördern [Frankenberger et al. 2000b; Frankenberger und Tay 2005; Perdigao und Frankenberger 2001; Perdigao et al. 1996a; Peschke et al. 2000]. Der Begriff des „wet bonding“ stammt jedoch aus Untersuchungen, die mit acetonbasierten Systemen (z. B. Prime&Bond NT) durchgeführt wurden [Kanca 1991]. Bei Verwendung von Aceton als Lösungsmittel funktioniert nur feuchtes Dentin als Bindungspartner für solche Systeme. Ein Wiederaufeuchten des Dentins („Re-wetting“) ist ebenfalls möglich und meist leichter durchzuführen [Kanca 1992]. Auf getrocknetem Dentin sind ethanol- oder acetonhaltige Primer daher signifikant weniger wirksam [Frankenberger et al. 2008; Perdigao und Frankenberger 2001; Perdigao et al. 1996a]. Tert-Butanol ist ein weniger techniksensitives Lösungsmittel wie in XP Bond (Dentsply DeTrey, Konstanz), trotzdem ist auch hier ein Re-wetting grundsätzlich empfehlenswert [Blunck et al. 2007]. Eine unvollständige Penetration der hydrophilen Primer in das Kollagennetzwerk bedeutet, dass nicht ausgefüllte Bereiche der nanoskopischen interfibrillären Räume zurückbleiben, die zu „Nanoleakage“ führen [Dörfer et al. 2000; Frankenberger et al. 2001; Frankenberger und Tay 2005; Piöch et al. 1998; Sano et al. 1995; Tay et al. 2004; Tay et al. 2002]. Klinisch treten dann vermehrt postoperative Hypersensitivitäten auf. Wasser- (z. B. Adper Scotchbond Multi-Purpose, 3M Espe) und wasser-/alkoholbasierte Systeme (z.B. OptiBond FL, Kerr), erreichen durch das im Primer enthaltene Wasser auch ohne Re-wetting eine akzeptable Rehydrierung [Frankenberger et al. 2000b; Frankenberger et al. 2001; Garcia-Godoy et al. 2010; Hickel et al. 2010; Koshiro et al. 2005; Lohbauer et al. 2008].

Um die Gefahr eines Zusammenfallens des Kollagennetzwerkes zu umgehen, sind Adhäsivsysteme auf Self-Etch-Basis entwickelt worden. Sie enthalten Primer mit einem sauren pH-Wert, die in der Lage sind, Schmelz und Dentin zu demineralisieren und gleichzeitig in diese konditionierten Oberflächen einzudringen. Die bei dieser Variante der Dentinvorbehandlung aufgetragenen Säuren werden bewusst nicht abgespült. Es existieren 2-Schritt- und 1-Schritt-Systeme. Beim 2-Schritt-System wird ein Self-Etch-Primer auf Schmelz und Dentin

appliziert und getrocknet, bevor im zweiten Schritt das Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet wird. Zur weiteren Vereinfachung wurden dann die beiden Komponenten zusammengefasst zu selbst-ätzenden Primer-Adhäsiven, die auch All-in-one-Adhäsive genannt werden. Sie enthalten eine ausgewogene Mischung von hydrophilen und hydrophoben Monomeren und sind so sauer, so dass sie neben der Funktion des Adhäsivs gleichzeitig auch die des Ätzmittels und des Primers erfüllen. Nach dem Grad der Auflösung von Hydroxylapatit unterscheidet man selbstkonditionierende Präparate (Abb. 7) mit starker (pH ca. 1), moderater (pH ca. 1,5) oder milder (pH ca. 2) Ätzwirkung (Produkte siehe Tab. 2)[Tay und Pashley 2001]. Weder für die Haftung am Dentin noch für die Schmelzhaftung kann aus dem pH der selbstkonditionierenden Lösungen auf die erzielte Haftfestigkeit bzw. auf deren Langzeitbeständigkeit geschlossen werden [Kanemura et al. 1999]. Das Lösungsmittel dieser selbst-ätzenden Adhäsivsysteme muss zumindest zu einem relativ großen Teil aus Wasser bestehen, denn nur in wässriger Lösung können Säuren dissoziieren und damit ihre Ätzwirkung entfalten. Self-Etch-Primer müssen nach einer gewissen Einwirkperiode von in der Regel 30 s lediglich verblasen werden, um die enthaltenen Lösungsmittel (Aceton, Alkohol und vor allem Wasser) zu verflüchtigen. Dabei werden die aufgelöste Schmierschicht und die anorganischen Komponenten des dekalzifizierten Dentins mit in den Verbund integriert [Tay und Pashley 2001; Van Meerbeek et al. 2003b; Van Meerbeek et al. 2011; Watson 1989].

1.4 Adhäsion mit selbstadhäsiven Materialien

1.4.1 Selbstadhäsive Komposite für direkte restaurative Therapien

Bedingt durch den großen Erfolg der selbstadhäsiven Befestigungskompositmaterialien wurde versucht, auch bei den direkten Füllungsmaterialien eben diese Haftmechanismen zu etablieren – also ein selbstadhäsives Restaurationsmaterial ohne eigentliches Adhäsiv. Das erste kommerziell angebotene selbsthaftende Produkt war Vertise Flow (Fa. Kerr Corporation, Orange, USA). In diesem Produkt ist ein spezielles Monomer enthalten (GPDM= (Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat), welches aus einer funktionellen Phosphatgruppe besteht. Diese ist in dissoziierter Form in der Lage, chemische Bindungen zum Kalzium der Zahnhartsubstanzen einzugehen. Somit wirkt das Molekül wie ein Haftvermittler, der auf der einen Seite durch die saure Phosphatgruppe die Oberfläche ätzt, damit eine mikroretentive Oberfläche schafft und die chemische Bindung eingeht, an dem anderen Ende des Moleküls aber über Methacrylatgruppen verfügt, die mit anderen Monomeren vernetzen können. Ein weiteres Produkt, Fusio Liquid Dentin (Fa. Pentron Clinical, Orange, USA), setzt 4-META als adhäsives Monomer ein, das ähnlich dem Glasionomerzement über Carboxylatgruppen eine Haftung zur Zahnhartsubstanz aufbaut. Abweichend von traditionellen fließfähigen Kompositen benötigen selbstadhäsive Flowables keine Vorbehandlung mit einem Adhäsiv. Damit ein selbsthaftendes (flowable) Komposit in engen Kontakt mit den Haftflächen kommt, muss es aktiv aufgetragen werden. Bei Vertise Flow erfolgt die Applikation mit einem Pinsel oder Microbrush, der durch die reibende Bewegung das fließfähige Komposit in einer ca. 0,5 mm dicken Schicht auf der Haftfläche verteilen soll. Mit dieser aktiven Applikationsweise wird die Interaktion der sauren Monomere mit der Kontaktfläche verstärkt. Diese möglichst gleichmäßige Schicht muss durch

Lichtinitiation aushärten. Bei Vertise Flow wird vom Hersteller eine Polymerisationszeit von 20 s empfohlen, da adhäsive Monomere eine verzögerte Reaktion bei der Lichthärtung aufweisen. Während die hydrophile Phosphatgruppe also für die mikromechanische und chemische Bindung an der Zahnhartsubstanz verantwortlich ist, wird die mechanische Festigkeit durch die Vernetzung der Methacrylatgruppen erreicht. Die hydrophile Phosphatgruppe ist allerdings auch für die Wasseraufnahme verantwortlich, welche bei Vertise Flow signifikant höher als bei nicht adhäsiven Flowables ausfällt [Wei et al. 2011b]. Die Hydrophilie eines adhäsiven Monomers hängt von der chemischen Struktur ab, und zwar von dem räumlichen Abstand zwischen den Methacrylatgruppen und der Phosphatgruppe. Diese Hydrophilie ist nötig, um eine Benetzbarkeit sicherzustellen, so dass das Monomer überhaupt in einen innigen Kontakt mit der Substratoberfläche kommen kann. Andererseits zeigt dieses hydrophile Ende neben der Wasseraufnahme auch eine Anfälligkeit bezüglich Hydrolyse. Da der Phosphorsäureester, den das GPDM-Molekül bildet, jedoch stabiler als andere Ester ist, müsste eigentlich nicht mit einer so starken Hydrolyse dieser Verbindung gerechnet werden, welche die Langzeitstabilität der Haftung beeinträchtigen könnte [Chu et al. 2011; Wei et al. 2011b]. In Laborstudien wird eine solche Abnahme der Haftung nach thermischer Belastung aber tatsächlich beobachtet. Direkt nach der Applikation werden Haftwerte gemessen, die durchaus mit denen von Adhäsivsystemen der Etch-and-Rinse-Technik vergleichbar sind. Nach Temperaturwechselbadbelastungen zeigen sich dann statistisch signifikant reduzierte Werte [Goracci et al. 2012]. Daher wird der klinische Einsatz noch sehr kritisch gesehen. Auch die erhöhte Wasseraufnahme von Vertise Flow konnte in Studien bestätigt werden. Im Vergleich zu herkömmlichen Flowables und pastösen Kompositen zeigte Vertise Flow die höchsten Werte, was auf den größeren Anteil von Monomeren an sich und vor allem auf den der hydrophilen Monomere zurückzuführen ist [Wei et al. 2011a; Wei et al. 2011b]. Laboruntersuchungen haben eine eher geringere Haftung am Schmelz gemessen [Wajdowicz et al. 2012]. Die Haftwerte am Schmelz können durch vorherige selektive Schmelzätzung mit Phosphorsäure verbessert werden. Im Dentin hat diese Vorbehandlung jedoch einen negativen Einfluss auf die Haftwerte. Das kann mit der eingeschränkten Benetzbarkeit des selbstadhäsiven Flowables erklärt werden, denn die Fließfähigkeit reicht nicht aus, um in das durch die Phosphorsäureätzung freigelegte Kollagen Netzwerk einzudringen. Dadurch sind diese Kollagenfasern der späteren Degradation ausgesetzt [Peumans et al. 2007]. Außerdem wird durch die Phosphorsäureätzung des Dentins der Kalziumgehalt der Haftfläche derartig reduziert, dass die chemische Haftung des adhäsiven Monomers massiv eingeschränkt ist, ähnlich wie es bei selbstadhäsiven Zementen der Fall ist [Hikita et al. 2007]. Bei Beachtung der Arbeitsanleitung, also ohne Phosphorsäureätzung, sind die Ergebnisse im Dentin vergleichbar mit dem Randverhalten von Etch-and-Rinse-Systemen. Da Vertise Flow wegen der hydrophilen Monomere eine hygroskopische Expansion aufweist, könnte das gute Randverhalten auf den Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung zurückzuführen sein [Wei et al. 2011b]. Es gibt aber andererseits Studien, die weniger vorteilhafte Ergebnisse fanden und daraufhin empfahlen, für Zahnhalsdefekte die selbsthaftenden Flowables in Kombination mit einem Adhäsiv anzuwenden [Ozel et al. 2012]. Dann jedoch wird der Vorteil im Vergleich zur Anwendung von herkömmlichen Flowables durchaus in Frage gestellt. Untersuchungen in Klasse-I-Kavitäten zeigten, dass Vertise Flow bei der Anwendung als Liner vor dem Auffüllen der Kavität mit einem Kompositfüllungsmaterial auch der thermischen und mechanischen Belastung standhielt (unveröffentlicht). Wurden die standardisierten Klasse-I-Kavitäten vollständig in Schichttechnik mit dem selbsthaftenden Flowable aufgefüllt, ergaben sich allerdings mit ca. 60 %

signifikant geringere Anteile randdichter Füllungsbereiche (unveröffentlicht). Dieses Resultat wurde auch an minimalinvasiven okklusalen Kavitäten bestätigt. Inzwischen liegen die Resultate einer klinischen Studie vor, die nach 6 Monaten keine postoperativen Sensibilitäten bei der Versorgung von minimalinvasiven okklusalen Defekten feststellen konnte [Vichi et al. 2012]. Die nicht besonders hohen Haftwerte am Schmelz könnten bei der Klebung von Brackets sogar von Vorteil sein. Ähnlich wie Untersuchungen mit selbststützenden Adhäsivsystemen sowohl in vitro [Scougall-Vilchis et al. 2010] als auch in vivo [Elekdag-Turk et al. 2008] gezeigt haben, konnten mit Vertise Flow kieferorthopädische Brackets geklebt werden. Das Entfernen erfolgt hier schmelzschonender als bei der Anwendung von Etch-and-Rinse-Systemen [Goracci et al. 2012]. Im klinischen Einsatz könnte dies einen besonderen Vorteil darstellen, so dass das Kleben von Brackets mit einer Ein-Schritt-Technik möglich wird, denn an einer glatten labialen bzw. bukkalen Fläche ist die aktive Applikation des selbstadhäsiven Flowables sicherlich eher durchführbar als in einer Kavität. Selbst die vorherige Phosphorsäureätzung hat die Haftung am Schmelz zu Beginn nicht erhöht, sondern nur den Abfall der Haftwerte nach einer thermischen Belastung vermindert. In dieser Studie wurde von einem Abfall der Haftwerte nach Wasserlagerung berichtet, was die Autoren mit den hydrophilen Monomeren begründen [Goracci et al. 2012]. Eine ähnliche Problematik ergibt sich bei der Haftung an Edel- und Nichtedelmetallen, die laut Herstellerangaben für Vertise Flow gegeben ist [Vertise Flow - Technical Bulletin]. Diese Aussage konnte in einer In-vitro-Studie nicht bestätigt werden, bei welcher der Verbund zu den Brackets nach Wasserlagerung verloren ging [Goracci et al. 2012].

1.4.2 Selbstadhäsive Komposite für die Befestigung von Werkstücken

Vor zehn Jahren wurde das erste selbstadhäsive Universalbefestigungsmaterial eingeführt (RelyX Unicem, 3M Deutschland, Seefeld). Eine Vorbehandlung von Dentin und Schmelz ist nicht nötig, lediglich eine Reinigung der Zahnhartsubstanz mit Bismehl ist empfohlen. RelyX Unicem ist für die Befestigung aller indirekten Restaurationsmaterialien (Edelmetalllegierungen, edelmetallfreie Legierungen, Oxidkeramiken, Silikatkeramiken) freigegeben. Der Adhäsionsmechanismus auf der Zahnoberfläche beruht auf der Existenz von phosphorsauren Methacrylatgruppen. Diese können die Zahnhartsubstanz demineralisieren [De Munck et al. 2004b] und aufgrund ihrer negativen Ladung mit den positiv geladenen Oberflächen (Ca^{+}) reagieren [Gerth et al. 2006]. Selbstadhäsive Befestigungskomposite haben zwei unterschiedliche Abbindereaktionen: Eine radikalische Polymerisationsreaktion, die sowohl ohne als auch mit Lichtinitiiierung abläuft und für die ein speziell für den sauren pH-Bereich entwickeltes Initiatorsystem verantwortlich ist, sowie eine Säure-Base-Reaktion unter Beteiligung der phosphorsauren Methacrylate, basischer Füllerkomponenten und des in der Zahnhartsubstanz befindlichen Apatits. Bei dieser Reaktion wird Wasser freigesetzt, welches initial für eine Hydrophilie des Materials und damit für eine gute Benetzung des ebenfalls hydrophilen Dentins sorgt. Das Wasser wird durch Reaktion mit überschüssigen Säuren und basischen Füllkörpern in einer Zementreaktion wieder abgefangen, so dass das Material hydrophober und damit unempfindlicher gegenüber dem wässrigen Mundmilieu wird. In-vitro-Versuche zeigten, dass die Schmelzhaftung ca. 50% niedriger ist als diejenige von Kompositen auf konditionierten Schmelzoberflächen [Abo-Hamar et al. 2005; De Munck et al. 2004b; Dörfer et al. 2000; Hikita et al. 2007]. Eine zusätzliche Schmelzätzung mit Phosphorsäure birgt die Gefahr, dass auch

Dentinbereiche konditioniert werden, was zur Zerstörung der Dentinhaftung führt [De Munck et al. 2004b]. In-vitro-Untersuchungen zur Dentinhaftung sind widersprüchlich: Während einige Autoren mit und ohne thermische Belastung eine gleichbleibende, der konventionellen adhäsiven Befestigung ähnliche Haftung nachwiesen [Abo-Hamar et al. 2005; De Munck et al. 2004b], kamen andere zu niedrigeren Werten (Lührs et al. 2010). Es gibt heute eine Reihe von weiteren selbstadhäsiven Befestigungskompositen. Hierzu gehören etwa Clearfil SA (Fa. Kuraray Europe, Hattersheim), Bifix SE (Fa. Voco, Cuxhaven), SpeedCEM (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen), iCem (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau), SmartCem 2 (Fa. Dentsply DeTrey, Konstanz) und Maxcem Elite (Fa. Kerr, Rastatt). Vor Anwendung der letztgenannten Produkte sollte stets abgeklärt werden, ob sie auch wirklich für die Befestigung der entsprechenden Restaurationsmaterialien freigegeben sind. Im Vergleich zu RelyX Unicem sind jedoch selbst In-vitro-Studien über diese Produkte in der internationalen Literatur kaum vorhanden [Lührs et al. 2010].

Während bei der beschriebenen Materialgruppe keine Vorbehandlung oder Konditionierung der Zahnoberfläche durchgeführt werden muss, müssen jedoch alle Restaurationsmaterialien, die mit selbstadhäsiven Befestigungszementen eingegliedert werden sollen, wie bei der konventionellen adhäsiven Befestigung konditioniert werden. Bei der selbst-adhäsiven Befestigung von Edelmetallen empfiehlt sich eine Silikatisierung und eine Silanisierung (z. B. Rocatec Soft 30 µm + Silanisierung für 60 s). Bei Nichtedelmetallen reicht Abstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln. Zirkonoxidkeramiken sollten mit einem Abstrahl Druck von maximal 2 bar ebenfalls mit Aluminiumoxid der Größe 50 µm konditioniert werden. Zirkonoxidkeramiken und edelmetallfreie Legierungen können aber auch silikatisiert und silanisiert werden. Herkömmliche Silikatkeramiken sind 60 s mit Flusssäure zu ätzen und dann weitere 60 s mit einem Haftsilan zu behandeln. Lithiumdisilikatkeramiken (e.max CAD und e.max Press, Fa. Ivoclar Vivadent) als Sonderformen der Silikatkeramiken müssen 20 s mit Flusssäure geätzt und 60 s silanisiert werden. Wichtig beim Einsetzen mit den selbstadhäsiven Befestigungszementen ist ein gewisser Anpressdruck des Materials an den Zahn, damit die eingangs beschriebenen Wechselwirkungen zwischen Zahn und Komposit wirken können [De Munck et al. 2004b]. Kofferdam ist laut Gebrauchsanweisung bei der Anwendung selbstadhäsiver Befestigungszemente nicht zwingend notwendig.

Zum Befestigungszement RelyX Unicem existieren zwei 2-Jahres-Studien. Die eine Studie untersuchte das Langzeitverhalten von RelyX Unicem im Vergleich zur klassischen Befestigungstechnik mit dem Mehrflaschenadhäsiv Syntac und dem Einsetzkomposit Variolink bei silikatkeramischen Inlays und Teilkronen [Taschner et al. 2012a]. Nach 2 Jahren erwiesen sich die Resultate hinsichtlich der Klebefuge in der RelyX-Unicem-Gruppe als etwas schlechter. Da das Phänomen bekannt ist, führten andere Autoren bei der Hälfte der Zähne, die mit RelyX Unicem und silikatkeramischen Teilkronen versorgt wurden, eine selektive Schmelzätzung durch [Schenke et al. 2012]. Im Gesamtergebnis ergab sich jedoch kein signifikanter Vorteil für die marginale Integrität der Inlays mit selektiver Schmelzätzung [Schenke et al. 2012]. Zum jetzigen Zeitpunkt sind klinische Studien über einen längeren Zeitraum nicht verfügbar. Für die Befestigung von Lithiumdisilikatkronen und anderer Kronenrestaurationen liegen ebenfalls nur wenige klinische Untersuchungen vor [Blatz et al. 2012; Shetty et al. 2012]. Für Veneers sind diese Materialien gar nicht freigegeben. Zusammenfassend ist der selbstadhäsive Befestigungszement RelyX Unicem v.a. bei den klinisch schwierigeren Fällen (mit Dentinflächen/-begrenzung, subgingivale Kronenränder) empfohlen [Abo-Hamar et al. 2005].

1.5 Stellungnahme #1

Per definitionem gehört zur „Adhäsivtechnik“ ein Adhäsionssubstrat (z.B. Schmelz/Dentin), ein Werkstoff (z.B. Komposit) und als Verankerungsmedium ein Adhäsiv. Es existieren jedoch Graduierungen in Aufbau als auch Effektivität dieser Verbindungen bis hin zur selbst-adhäsiven Werkstoffklasse ohne separates Adhäsivsystem.

Aufgrund der Daten in der Literatur incl. klinischer Studien wird folgende Definition mit Abstufung für die Adhäsivtechnik vorgeschlagen:

A. Multiadhäsiv:

an mehreren unterschiedlichen Substraten (Zahnhartsubstanzen und Werkstoffe) (z.B. Scotchbond Universal)

B. Volladhäsiv / Etch&Rinse:

Anwendung eines Adhäsivsystems incl. Konditionierung mit Phosphorsäure (selektiv oder total)

C. Volladhäsiv / Self-etch:

Anwendung eines Adhäsivsystems ohne Konditionierung mit Phosphorsäure

D. Selbstadhäsiv:

Anwendung eines selbstadhäsiven Materials (Komposit) ohne separate Konditionierung und ohne separates Adhäsiv

E. Semiadhäsiv:

Anwendung eines selbstadhäsiven, überwiegend chemisch und weniger mikroretentiv haftenden Materials (Glasionomerkement) ohne/mit Konditionierung und ohne Adhäsiv

2. Welche konkreten Leistungsinhalte haben die Bestandteile

a) Anätzen

b) Primer

c) Bonding

Ein Blick auf die Funktionalität marktüblicher Adhäsivsysteme verdeutlicht die gestellte Frage (Tab. 1):

		Schmelz-konditio-nierung	Dentin-konditio-nierung	Dentin-priming	Adhäsiv	
Etch &-Rinse-Technik	Mehr-Flaschen-Systeme					Syntac Classic Adper Scotchbond MP Optibond FL Solobond Plus Gluma Solidbond
	Mehrschicht-Applikation					cum dente Adhesive Ena Bond
	Ein-Flaschen-Systeme					Admira Bond Adper Scotchbond 1XT Excite Gluma Comfortbond + Des. One Coat Bond Optibond Solo Plus PQ 1 Prime & Bond NT Solobond Monc TECO XP Bond
	Ein-Schritt-Applikation					
Selbst-konditionierende Adhäsive	Zwei-Schritt-Applikation					AquaPrime & Mb Clearfill Linerb. 2V Adper Scotchbond SE AdheSE Clearfill SE Bond Contax One Coat SE Bond
	mit Mischen					Adper Prompt L-Pop Xeno III One up Bond F Futurabond NR
	All-in-one-Adhäsive					AdheSE One Adper Easy Bond artCem One Bond Force Clearfil Tri S Bond G-Bond Futurabond M iBond Self Etch One Coat 7.0d OptiBond All-in-one Xeno V
	ohne Mischen					

Tabelle 1:

Auflistung marktüblicher Produkte der verschiedenen Adhäsivsystem-Klassen nach Adhäsionssubstraten und Schritten.

In Analogie zeigt Tab. 2 einen Einblick in die Schritte der Adhäsivtechnik:

Systeme mit dentinkonditionierenden Primern (alleinige Schmelzätzung mit Phosphorsäure und anschl. Absprühen)	Systeme für die Etch & Rinse-Technik (Schmelz- und Dentinätzung mit Phosphorsäure und anschl. Absprühen)	Systeme mit schmelz- und dentin- konditionierenden Primern (ohne Absprühen der sauren Primer)
Primer zum Anmischen: <i>A.R.T. Bond</i> (Coltène) <i>Ecusit Primer/Mono</i> (DMG)	Drei-Schritt-Systeme (Ätzung / Primer / Adhäsiv): <i>Adper Scotchbond MP</i> (3M Espe) <i>cmf adhesive system</i> (Saremco) <i>Ecusit Primer/Mono</i> (DMG) <i>Gluma Solid bond</i> (Heraeus Kulzer) <i>Microbond</i> (Saremco) <i>OptiBond FL</i> (Kerr Hawe) <i>Paama 2</i> (SDI) <i>Quadrant Uni Bond</i> (Cavex) <i>Solobond Plus</i> (Voco) <i>Syntac</i> (Ivoclar Vivadent)	getrennte Applikation von Primer und Adhäsiv
Primer gebrauchsfertig: <i>Syntac*</i> (Ivoclar Vivadent) <i>OptiBond FL*</i> (Kerr Hawe) <i>James-2</i> (Saremco) <i>Microbond</i> (Saremco)	Sonderform (Ätzung / 2x Primer-Adhäsiv): <i>Ambarino Bond</i> (Creamed) <i>Ena Bond</i> (Loser&Co) <i>bre.bond</i> (Bredent) <i>Cumdente Adhesive</i> (Cundente) <i>Solist</i> (DMG)	Primer zum Anmischen: <i>Clearfil Liner Bond 2V</i> (Kuraray) <i>FL-Bond</i> (Shofu) <i>Resulcin AquaPrime & MonoBond</i> (Merz Dental)
<i>* Eigentlich ein Etch&Rinse-System; saurer Primer kann als dentin- konditionierender Primer eingesetzt werden</i>	Zwei-Schritt-Systeme (Ätzung / Primer-Adhäsiv): <i>Admira Bond</i> (Voco) <i>Adper Scotchbond 1 XT</i> (3M Espe) <i>Bond 1</i> (Pentron) <i>Clearfil New Bond</i> (Kuraray) <i>Clearfil Photo Bond</i> (Kuraray) <i>Cosmedent Complete</i> (Cosmedent) <i>Dentamed P&B</i> (Dr. Ihde) <i>Excite</i> (Ivoclar Vivadent) <i>Fantestic Flowsive</i> (R-Dental) <i>Gluma Comfortbond + Desensitizer</i> (Heraeus Kulzer) <i>James-2</i> (Saremco) <i>Microbond</i> (Saremco) <i>Mirage Dentin Adhäsiv</i> (Tanaka) <i>One Coat Bond</i> (Coltène) <i>OptiBond Solo Plus</i> (Kerr Hawe) <i>PQ1</i> (Ultradent) <i>Prime & Bond NT</i> (Dentsply) <i>Quadrant Uni (1) Bond</i> (Cavex) <i>Solobond Mono</i> (Voco) <i>Stae</i> (SDI) <i>TECO</i> (DMG) <i>XP Bond</i> (Dentsply)	Primer gebrauchsfertig: <i>AdheSE</i> (Ivoclar Vivadent) <i>Adper Scotchbond SE</i> (3M Espe) <i>Clearfil SE Bond</i> (Kuraray) <i>Clearfil Protect Bond</i> (Kuraray) <i>Contax</i> (DMG) <i>OptiBond Solo plus</i> (Kerr Hawe) <i>One Coat Self Etch Bond</i> (Coltène) <i>Unifil</i> (GC)
		All-in-one-Adhäsive
		mit Anmischen: <i>Adper Prompt L-Pop</i> (3M Espe) <i>Futurabond NR</i> (Voco) <i>One Up-Bond F</i> (Tokuyama) <i>Xeno III</i> (Dentsply DeTrey) <i>Flowsive SE</i> (R-Dental)
		ohne Anmischen: <i>Adect*</i> (BonaDent) <i>AdheSE One</i> (Ivoclar Vivadent) <i>Adper Easy Bond</i> (3M Espe) <i>AQ-Bond</i> (Morita) <i>artCem One</i> (Merz) <i>Bond Force</i> (Tokuyama) <i>Clearfil Tri S Bond</i> (Kuraray) <i>Futurabond M</i> (Voco) <i>G-Bond</i> (GC) <i>Hybrid Bond</i> (Morita) <i>iBond Self Etch</i> (Heraeus Kulzer) <i>One Coat 7.0</i> (Coltène) <i>OptiBond All-in-one</i> (Kerr) <i>Xeno V</i> (Dentsply) <i>Scotchbond Universal**</i> (3M)
		<i>* Doppelte Applikation erforderlich</i> <i>** mit oder ohne separate Dentinätzung mit Phosphorsäure</i>

Tabelle 2:

Auflistung marktüblicher Produkte der verschiedenen Adhäsivsystem-Klassen nach Primerfunktionalität.

2.1 Stellungnahme #2

Konkrete Leistungsinhalte der Bestandteile

a) Anätzen:

Anätzen bedeutet bezüglich der Adhäsion an die Zahnhartsubstanzen heute in der Regel eine Konditionierung mit Phosphorsäure.

b) Primer:

Priming ist die chemische Vorbehandlung der hydrophilen Dentinoberfläche als Übergang zur Aufnahme eines hydrophoben Substrats. Dies erfolgt in einem separaten Primer-Schritt oder zusammen mit dem Adhäsiv.

c) Bonding:

Unter Bonding versteht man die Applikation eines Adhäsivsystems. Bei Multi-Step-Adhäsiven handelt es sich hier um ein hydrophobes Bonding Agent, bei simplifizierten Adhäsiven um multifunktionale Gemische aus Primer und Bonding.

3. Was gehört fachlich notwendig zum Konditionieren?

Einige wichtige in der Adhäsivtechnik in den letzten Jahren eingeführte Termini werden in Tabelle 3 aufgeführt.

Terminus	Definition	Abrechnungstechnische Anmerkungen
Oberflächenkonditionierung	Vorbereitung von Oberflächen für Adhäsionsmaßnahmen	Konditionierung wird erreicht durch Ätzung oder Sandstrahlen unterschiedlicher Adhärenzen
Oberflächenanätzung	Auftragen von Säuren auf Oberflächen (z.B. Phosphor- oder Salzsäure auf Zahnhartsubstanzen oder Flusssäure auf Glaskeramik)	Jede Ätzung ist eine Konditionierung – aber nicht jede Konditionierung ist eine Ätzung
Uni-/bi- und multifunktionale Adhäsion	Adhäsionsphänomene an einer oder mehreren Oberflächen; diese sind Zahnhartsubstanzen (Schmelz, Dentin), Metalle (Amalgame, Gussmetalle) und/oder zahnfarbene Werkstoffen (Komposite, Keramiken)	Diese Form der Adhäsion ist abrechnungstechnisch bislang nicht hinreichend erfasst
Infiltration	„Imprägnierung“ veränderter oder geschädigter Zahnhartsubstanzen (zum Beispiel infolge physikalischer, chemischer und/oder mikrobieller Vorgänge wie Karies) zur Vermeidung einer weiteren Ausbreitung	Diese Form der Adhäsion ist abrechnungstechnisch bislang nicht hinreichend erfasst

Tabelle 1: Neue Termini der Adhäsivtechnik.

3.1 Stellungnahme #3

Was gehört fachlich notwendig zum Konditionieren?

Eine Konditionierung einer Substratoberfläche wird erreicht durch Ätzung (am Zahn i.d.R. mit Phosphorsäure) oder Ätzung bzw. Sandstrahlen eines Werkstücks. Nicht zur Konditionierung gehören nachfolgende Schritte wie Silan, Primer, Bond etc.

4. Abgrenzungen

4.1 Klassische adhäsive Befestigung von Werkstücken vs. Füllungstherapie

Klassische adhäsive Befestigung bedeutet die Umsetzung der o.g. Techniken im Zuge der indirekten Restauration. Bei den bewährten Mehrflaschenadhäsiven wie Syntac (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) erhöht eine zusätzliche 15-sekündige Anätzung des Dentins mit Phosphorsäure während der Schmelzätzung signifikant die Dentinhaftung [Frankenberger et al. 2008]. Bei den All-in-One-Adhäsiven (nicht zu verwechseln mit den selbstadhäsiven Befestigungszementen, s.u.) werden in einem Schritt Schmelz- und Dentinoberfläche vorbehandelt. Aufgrund der verwendeten Komponenten gibt es die Bezeichnungen Mehrflaschen- und Einfaschensysteme, wobei Ersterer immer noch als sehr zuverlässig und weniger techniksensitiv gelten [Blunck und Zaslansky 2011; Frankenberger et al. 2000b; Peschke et al. 2000]. Alle Systeme, die eine Vorbehandlung des Schmelzes und des Dentins beinhalten, setzen eine sichere Trockenlegung voraus. Die Dauerhaftigkeit der klassischen adhäsiven Befestigung von Restaurationen ist ausführlich in klinischen Studien belegt worden [Frankenberger et al. 2009; Krämer und Frankenberger 2005; Krämer et al. 2009b; Manhart et al. 2004; Manhart et al. 2001b]. Gerade die adhäsive Befestigung von silikatkeramischen Inlays und Teilkronen stellt ein probates Mittel dar, um die verbliebene Zahnhartsubstanz bei der Kavitätenpräparation zu schonen und mit Hilfe der adhäsiven Befestigung zu stabilisieren [Mehl et al. 2004]. Auch Lithiumdisilikatkeramiken müssen als Inlays und Teilkronen adhäsiv befestigt werden. Bei Lithiumdisilikatkronen kann eine adhäsive Befestigung erfolgen (v.a. wenn keine ausreichende Retention vorhanden ist). Auch Klebebrücken aus Metall oder Vollkeramik können gleichfalls adhäsiv befestigt werden [Kern 2005]. Bei konventionellen Kronen- und Brückenversorgungen (Edelmetall oder Zirkonoxid) ist der Vorteil der adhäsiven Befestigung (mit dem einhergehenden Mehraufwand) gegenüber konventioneller Zementierung bei ausreichender Retention umstritten. Ein Vorteil der adhäsiven Befestigung sämtlicher Restaurationen besteht in der sicheren Versiegelung des Dentins [Krämer et al. 2000].

4.2 Adhäsion an teilbelassene Restaurationen (Reparatur)

4.2.1 Reparatur von Komposit

Die komplette Entfernung einer Kompositrestauration ist sehr zeitaufwändig und geht meist mit einem zusätzlichen Verlust von Zahnhartsubstanz einher [Krejci et al. 1995]. Gerade bei rein kompositbegrenzten Defekten ist es sinnvoll, effektiv zu reparieren. Früher standen in der Literatur lediglich Scherversuche zur Verfügung, um das Potenzial von Reparaturen abzuschätzen [Bouschlicher et al. 1997; Saunders 1990; Swift Jr. et al. 1992]. Man ging bei der Reparaturfestigkeit aufgrund dieser Studien von ca. 65% der kohäsiven Stärke intakter Kompositproben aus [Saunders 1990; Swift Jr. et al. 1992]. Anrauen mit Siliziumkarbid-Steinchen oder Präparationsdiamanten einerseits oder Sandstrahlen andererseits wurden hier als vielversprechende Methoden eingestuft [Frankenberger et al. 2003a; Loomans et al. 2011a; Loomans et al. 2011b; Lührs et al. 2011; Rathke et al. 2009; Swift Jr. et al. 1994]. Studien an Zähnen mit der Reparatur gealterter

Kompositfüllungen zeigten, dass eine absichtliche Extension der Reparaturkavität bis in den angrenzenden Schmelz nicht zu empfehlen ist [Frankenberger et al. 2003a; Frankenberger et al. 2003b]. Zwar kann auch diese öfter vorkommende Situation gelöst werden, a priori anzustreben ist sie jedoch nicht, da bei der Exposition mehrere Adhärenzen (Komposit / Schmelz / Dentin) mehr Probleme entstehen als gelöst werden [Frankenberger et al. 2003a; Frankenberger et al. 2003b]. Eine andere Studie untersuchte den Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Integrität des Reparaturverbundes bei gealterten Kompositfüllungen. Hauptresultat hier war, dass eine Schwalbenschwanzpräparation keinen Sinn macht, da sich dadurch der C-Faktor signifikant erhöht und systemimmanente Spannungen zunehmen [Frankenberger et al. 2003b]. Minimalinvasive Präparationen zeigten die besten Resultate, wobei die Lining-Technik mit Flowable-Kompositen die marginale Qualität nochmals steigerte [Frankenberger et al. 2003b]. Für die Vorbehandlung des gealterten, zu reparierenden Komposits werden mehrere Ansätze diskutiert. Unter vielen Alternativen hat sich das intraorale Sandstrahlen mit Korund (27 µm oder 50 µm) als beste Methode herausgestellt, da das intraorale Silikatisieren zwar gut funktioniert, aber hier nur Komposit als alleiniges Adhäsionssubstrat vorhanden sein sollte [Hamano et al. 2011; Hamano et al. 2012; Hickel et al. 2013; Loomans et al. 2011b]. Auch rotierende Werkzeuge (Siliziumkarbidsteinchen, grobe Diamantschleifer) erzeugen eine durchaus messbare Oberflächenvergrößerung auf zu reparierendem Komposit, es ist aber schwer, in die kaum zugänglichen Randbereiche vorzustößen, ohne Nachbarzähne zu verletzen. Daher ist neben der Effektivität auch der Zugang zu schlecht erreichbaren Kavitätenrändern ein Vorteil von Sandstrahlern [Hickel et al. 2013; Loomans et al. 2011b]. Es gibt bis dato nur wenig klinische Daten zu Neuanfertigung vs. Reparatur: Bei randverfärbten Kompositrestaurationen zeigte sich nach mehreren Jahren Beobachtungsdauer kein Unterschied zwischen Reparatur, Versiegelung oder Neuanfertigung [Gordan et al. 2011]. + RCT-Studie [Martin et al. Oper Dent 2013 p. 125-33].

4.2.2 Reparatur von Keramik

Da bei Keramik mit Abstand die meisten Versagensfälle durch Frakturen verursacht sind, ist die Frage nach der Reparabilität ebenso interessant und wichtig wie bei Komposit. Auch hier liegen Daten aus der Literatur vor [Blum et al. 2012; Frankenberger et al. 2000c]. Bei großen (katastrophalen) Frakturen (bulk fracture) ist eine Neuanfertigung oft nötig, bei den viel häufiger auftretenden Chippings jedoch wäre eine Reparatur gegenüber einer vermutlich Zahnhartsubstanz raubenden und teuren Neuanfertigung vorzuziehen. Selbst bei ästhetisch heiklen Keramikveneers zeigten *Peumans et al.*, dass ein Versuch der Reparatur bei Teilfrakturen vor Neuanfertigung steht [Peumans et al. 1998]. Zur Keramikinlayreparatur existieren ebenfalls wenig Daten in der Literatur. In einer Labor-Studie mit der Simulation einer zweijährigen klinischen Trageperiode waren nur die Flusssäure- und die CoJet-Vorbehandlung dazu in der Lage, Reparaturfüllungen dauerhaft zu retinieren (unveröffentlicht).

Ungepufferte Flusssäure ist hochtoxisch und kann zu tiefgreifenden Gewebeschädigungen führen. Ihre intraorale Anwendung ist deshalb heute nicht mehr indiziert, da gepufferte Flusssäureprodukte zur intraoralen Anwendung freigegeben sind. Gleichwohl sind auch hier Vorsichtsmaßnahmen geboten [Kirkpatrick et al.

1995]. Eine Alternative besteht im universell einsetzbaren Verfahren der intraoralen Silikatisierung (Cojet, 3MESPE) [Frankenberger et al. 2000d; Hickel et al. 2013; Loomans et al. 2011a; Loomans et al. 2011b].

4.2.3 Reparatur von Metall

Reparaturen an Goldrestorationen werden neben Sekundärkaries in der Regel meist durch zwei Umstände nötig - eine falsche Präparation und hohe Belastung, die zu Höckerfrakturen der Zahnhartsubstanz oder zum Randspalt führt bzw. eine Trepanation. Bei größeren Defekten ist eine intraorale Silikatisierung ebenso sinnvoll wie bei der Keramikreparatur, wenn der Defekt klinisch zugänglich und machbar ist [Frankenberger et al. 2000d; Hickel et al. 2013]. Bei Versiegelung von Randspalten (ggf. nach Sekundärkariesentfernung) können trotz Verzicht auf Silikatisierung gute klinische Ergebnisse erzielt werden [Hickel et al. 2013].

4.2.4 Sonderformen der Adhäsion

4.2.4.1 Infiltration von Schmelzläsionen

Neben der Fissurenversiegelung ist die Infiltration in labiale und proximale Schmelzläsionen die am wenigsten invasive Versorgungsmöglichkeit für initiale Kariesläsionen [Meyer-Lückel et al. 2012; Meyer-Lückel und Paris 2008; Paris et al. 2010; Paris und Meyer-Lückel, 2010; Phark et al. 2009]. Auch hier wird die Zahnhartsubstanz konditioniert (10% Salzsäure) und ein Adhäsiv (Infiltrant) eingebracht, daher kann man prinzipiell auch hier von Adhäsivtechnik sprechen. Die Applikationszeiten dauern jedoch mit 120 s (Salzsäure) bzw. 180 s (Infiltrant) wesentlich länger als bei adhäsiven Restaurationen. Durch die Applikation einer speziell entwickelten Doppelfolie kann auch gezielt proximal wie labial direkt geätzt und infiltriert werden. Zur Entwicklung des Infiltrationsprozedere (Icon, DMG, Hamburg) existieren mehrere Publikationen (Meyer-Lückel et al. 2012; Meyer-Lückel und Paris 2008; Paris et al. 2010; Paris und Meyer-Lückel 2010). Die klinische Potenz zur Arretierung von Schmelzläsionen ist anhand klinischer Studien belegt [Meyer-Lückel et al. 2012; Paris et al. 2010, Ekstrand?]. Eine größere Durchdringung des Marktes hat nach drei Jahren jedoch noch nicht stattgefunden. Die weiter verbreiterte internationale Perzeption beginnt gerade erst [Gugnani et al. 2012; Kugel et al. 2009; Torres et al. 2012].

4.2.4.2 Infiltration von kariös verändertem Dentin

Auch in kariös verändertem Dentin kann eine Infiltration stattfinden, die mittlerweile therapeutisch auch gezielt angestrebt wird. Es ist seit längerer Zeit bekannt, dass sowohl kariös erweichtes und somit infiziertes als auch durch Karies verändertes Dentin (affected dentin), das teils sklerosiert und ohne hohe Bakterienlast mit konventioneller Adhäsivtechnik penetrierbar ist. Interaktionsstrukturen können hier sogar stärker ausgeprägt sein als beim Bonding an frisch geschnittenem, gesundem Dentin [Alves et al. 2010; de Almeida et al. 2011; Nayif et al. 2010; Sakoolnamarka et al. 2003; Sattabanasuk et al. 2005]. Die "Resin Tags" werden durch

Mineraldeposits in den Dentintubuli zwar kürzer, die Dicke der Hybridschichten ist jedoch teilweise erheblich größer als beim Bonding an nicht verändertes, frisch geschnittenes Dentin [Milia et al. 2012; Omar et al. 2007; Perdigao et al. 1996a; Wei et al. 2008]. Dies ist aus zwei Gründen wichtig für die Einschätzung der Adhäsivtechnik in diesen Bereichen: 99% der publizierten Studien zur Evaluation von Dentinhaftungsphänomenen sind an gesunden bleibenden Zähnen durchgeführt worden, die also gar keine Restauration "benötigt" hätten [Lohbauer et al. 2008; Mehl et al. 2004]. Dies ist zwar für die Etablierung der Haftung und deren standardisierte Untersuchung ein wichtiges Substrat, gerade aber nach Kariesexkavation bleibt in der Regel kariös verändertes bzw. sklerotisches Dentin zurück [Clementino-Luedemann et al. 2006; Corralo and Maltz 2013; de Almeida et al. 2011]. Dieses spielt aber gerade bei der Versiegelung relevanter Bereiche in Abgrenzung zum Pulpodentinkomplex eine wichtige Rolle. Nach der Kariesexkavation bleiben in der Regel Areale mit kariös verändertem Dentin zurück [Björndal und Kidd 2005; Ericson et al. 2003; Kidd 2004]. Unter modernen Gesichtspunkten der Kariologie ist heute eine schonendere Kariesexkavation (z.B. mit Polymerbohrern) erstrebenswert, da hier in der Regel noch remineralisierbares Dentin erhalten werden kann [Björndal und Kidd 2005; Dammaschke et al. 2006; Ericson et al. 2003; Kidd 2004; Meller et al. 2007; Prabhakar und Kiran 2009; Toledano et al. 2012; Zakirulla et al. 2011]. Das verbleibende kariös veränderte Dentin kann mit Adhäsiven auch gezielt versiegelt werden. Dieser Erhalt trägt zur Schonung der Zahnhartsubstanz sowie der vitalen Pulpa bei [Kidd 2004].

4.2.4.3 Adhäsion bei Zahnbildungsstörungen/Strukturstörungen

Auch im Rahmen der Therapie von Zähnen mit Strukturanomalien (z. B. Amelogenesis imperfecta, Dentinogenesis imperfecta, Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation, Fluorose etc.) haben sich adhäsive Maßnahmen weitgehend durchgesetzt, und sei es nur, um in der Kinderzahnheilkunde wichtige Zeit zu überbrücken. Diese Maßnahmen sind nicht nur der Effektivität in der bleibenden Dentition vergleichbar, aber zweckmäßig und therapeutisch sinnvoll.

4.2.4.4 Adhäsion an iatrogen veränderten Oberflächen

Im Rahmen endodontischer Eingriffe (Spülmittel), Farbkorrekturen (Bleichmittel) oder des Blutungsmanagements bei extrem tiefen Kavitäten (adstringierende Substanzen usw.) kann es zu Oberflächenveränderungen der Zahnhartsubstanzen kommen, die die Adhäsion beeinflussen. So ist zum Beispiel bekannt, dass diverse Agentien, die zur Förderung der Blutstillung eingesetzt werden, unter bestimmten Bedingungen die Adhäsion zu Kompositen dramatisch reduzieren können [O'Keefe et al. 2005]. Daher müssen nach iatrogenen Veränderungen von Zahnhartsubstanzoberflächen eventuell weitere Zwischenschritte vorgenommen werden, bevor eine Adhäsivtechnik erfolgreich zum Einsatz kommen kann. Auch dies ist bislang abrechnungstechnisch noch nicht erfasst.

Literatur

1. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 9(3):161-167.
2. Alves LS, Fontanella V, Damo AC, Ferreira de OE, Maltz M (2010). Qualitative and quantitative radiographic assessment of sealed carious dentin: a 10-year prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109(1):135-141.
3. Barkmeier WW, Erickson RL (1994). Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. *Am J Dent* 7(3):175-179.
4. Bjorndal L, Kidd EA (2005). The treatment of deep dentine caries lesions. *Dent Update* 32(7):402-10, 413.
5. Blatz MB, Mante FK, Saleh N, Atlas AM, Mannan S, Ozer F (2012). Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement-a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*.
6. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NH, Millar BJ, Jagger DC (2012). An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent* 40(11):906-912.
7. Blunck U, Knitter K, Jahn KR (2007). Six-month clinical evaluation of XP BOND in noncarious cervical lesions. *J Adhes Dent* 9 Suppl 2:265-268.
8. Blunck U, Zaslansky P (2011). Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *J Adhes Dent* 13(1):23-29.
9. Bouschlicher MR, Reinhardt JW, Vargas MA (1997). Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am J Dent* 10(6):279-283.
10. Bowen RL (1978). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues--solubility of dentinal smear layer in dilute acid buffers. *Int Dent J* 28(2):97-107.
11. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW (1984). Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent Suppl* 3:30-34.
12. Cardoso MV, de Almeida NA, Mine A, Coutinho E, Van Meerbeek LK, De Munck J *et al.* (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 56 Suppl 1:31-44.
13. Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH (2000). Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. *J Adhes Dent* 2(4):251-257.

14. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH (2001). Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 17(3):253-259.
15. Chu CH, Ou KL, Dong dR, Huang HM, Tsai HH, Wang WN (2011). Orthodontic bonding with self-etching primer and self-adhesive systems. *Eur J Orthod* 33(3):276-281.
16. Clementino-Luedemann TN, Dabanoglu A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH (2006). Micro-computed tomographic evaluation of a new enzyme solution for caries removal in deciduous teeth. *Dent Mater J* 25(4):675-683.
17. Corralo DJ, Maltz M (2013). Clinical and Ultrastructural Effects of Different Liners/Restorative Materials on Deep Carious Dentin: A Randomized Clinical Trial. *Caries Res* 47(3):243-250.
18. Dammaschke T, Rodenberg TN, Schafer E, Ott KH (2006). Efficiency of the polymer bur SmartPrep compared with conventional tungsten carbide bud bur in dentin caries excavation. *Oper Dent* 31(2):256-260.
19. de Almeida NA, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek MB (2011). Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent* 13(1):7-22.
20. De Munck J, Braem M, Wevers M, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K *et al.* (2005a). Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomaterials* 26(10):1145-1153.
21. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Meerbeek EA, Cardoso MV, Van Landuyt KL *et al.* (2012). Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res* 91(4):351-357.
22. De Munck J, Van Meerbeek LK, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M *et al.* (2005b). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84(2):118-132.
23. De Munck J, Van Meerbeek MB, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P (2004a). Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci* 112(1):73-83.
24. De Munck J, Van Meerbeek MB, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K *et al.* (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 82(2):136-140.
25. De Munck J, Vargas M, Van Meerbeek LK, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek MB (2004b). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 20(10):963-971.
26. Dörfer CE, Staehle HJ, Wurst MW, Duschner H, Pioch T (2000). The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *Eur J Oral Sci* 108(4):346-351.

27. Elekdag-Turk S, Cakmak F, Isci D, Turk T (2008). 12-month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer. *Angle Orthod* 78(6):1095-1100.
28. Ericson D, Kidd E, McComb D, Mjor I, Noack MJ (2003). Minimally Invasive Dentistry--concepts and techniques in cariology. *Oral Health Prev Dent* 1(1):59-72.
29. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Lohbauer U, Petschelt A, Krämer N (2005). Evaluation of resin composite materials. Part I: in vitro investigations. *Am J Dent* 18(1):23-27.
30. Frankenberger R, Krämer N, Ebert J, Lohbauer U, Kappel S, ten WS *et al.* (2003a). Fatigue behavior of the resin-resin bond of partially replaced resin-based composite restorations. *Am J Dent* 16(1):17-22.
31. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM (2007). Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 9 Suppl 1:107-116.
32. Frankenberger R, Krämer N, Pelka M, Petschelt A (1999). Internal adaptation and overhang formation of direct Class II resin composite restorations. *Clin Oral Investig* 3(4):208-215.
33. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (2000a). Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25(1):11-19.
34. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (2000b). Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25(4):324-330.
35. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J (2000c). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent* 25(3):209-215.
36. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J (2000d). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent* 25(3):209-215.
37. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 10(5):339-344.
38. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M (2001). "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17(5):373-380.
39. Frankenberger R, Reinelt C, Petschelt A, Krämer N (2009). Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. *Dent Mater* 25(8):960-968.
40. Frankenberger R, Roth S, Krämer N, Pelka M, Petschelt A (2003b). Effect of preparation mode on Class II resin composite repair. *J Oral Rehabil* 30(6):559-564.
41. Frankenberger R, Tay FR (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21(5):397-412.

42. Garcia-Godoy F, Frankenberger R, Lohbauer U, Feilzer AJ, Krämer N (2012). Fatigue behavior of dental resin composites: flexural fatigue in vitro versus 6 years in vivo. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 100(4):903-910.
43. Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R (2010). Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 26(11):1113-1118.
44. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater* 22(10):934-941.
45. Goracci C, Margvelashvili M, GioVan Meerbeeknetti A, Vichi A, Ferrari M (2012). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Investig*.
46. Gordan VV, Riley JL, III, Blaser PK, Mondragon E, GarVan Meerbeek CW, Mjor IA (2011). Alternative treatments to replacement of defective amalgam restorations: results of a seven-year clinical study. *J Am Dent Assoc* 142(7):842-849.
47. Gugnani N, Pandit IK, Gupta M, Josan R (2012). Caries infiltration of noncavitated white spot lesions: A novel approach for immediate esthetic improvement. *Contemp Clin Dent* 3(Suppl 2):S199-S202.
48. Gwinnett AJ (1981). Acid etching for composite resins. *Dent Clin North Am* 25(2):271-289.
49. Gwinnett AJ (1984). Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl* 3:2-12.
50. Gwinnett AJ, Ripa LW (1973). Penetration of pit and fissure sealants into conditioned human enamel in vivo. *Arch Oral Biol* 18(3):435-439.
51. Hamano N, Chiang YC, Nyamaa I, Yamaguchi H, Ino S, Hickel R *et al.* (2011). Effect of different surface treatments on the repair strength of a nanofilled resin-based composite. *Dent Mater J* 30(4):537-545.
52. Hamano N, Chiang YC, Nyamaa I, Yamaguchi H, Ino S, Hickel R *et al.* (2012). Repair of silorane-based dental composites: influence of surface treatments. *Dent Mater* 28(8):894-902.
53. Heintze SD, Blunck U, Gohring TN, Rousson V (2009). Marginal adaptation in vitro and clinical outcome of Class V restorations. *Dent Mater* 25(5):605-620.
54. Hickel R, Brushaver K, Ilie N (2013). Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater* 29(1):28-50.
55. Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, Minnig P, Wilson NH (2004). Direct composite restorations: extended use in anterior and posterior situations. *Clin Oral Investig* 8(2):43-44.
56. Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, Garcia-Godoy F, Manhart J (2005). Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent* 18(3):198-211.

57. Hickel R, Manhart J (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3(1):45-64.
58. Hickel R, Manhart J, Garcia-Godoy F (2000). Clinical results and new developments of direct posterior restorations. *Am J Dent* 13(Spec No):41D-54D.
59. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M *et al.* (2010). FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *J Adhes Dent* 12(4):259-272.
60. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M *et al.* (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Int Dent J* 57(5):300-302.
61. Hikita K, Van Meerbeek MB, De MJ, Ikeda T, Van Meerbeek LK, Maida T *et al.* (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 23(1):71-80.
62. Ilie N, Hickel R (2011). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 56 Suppl 1:59-66.
63. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De MJ, Sano H, Suzuki K *et al.* (2004). Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent* 29(6):685-692.
64. Kanca J, III (1991). The all-etch bonding technique/wetbonding. *Dent Today* 10(9):58, 60-58, 61.
65. Kanca J, III (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23(1):39-41.
66. Kanemura N, Sano H, Tagami J (1999). Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 27(7):523-530.
67. Kern M (2005). Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 36(2):141-147.
68. Kidd EA (2004). How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Res* 38(3):305-313.
69. Kirkpatrick JJ, Enion DS, Burd DA (1995). Hydrofluoric acid burns: a review. *Burns* 21(7):483-493.
70. Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek MB (2005). In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci* 113(4):341-348.
71. Krämer N, Frankenberger R (2005). Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 21(3):262-271.
72. Krämer N, Garcia-Godoy F, Frankenberger R (2005). Evaluation of resin composite materials. Part II: in vivo investigations. *Am J Dent* 18(2):75-81.

73. Krämer N, Garcia-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R (2011). Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dent Mater* 27(5):455-464.
74. Krämer N, Kunzelmann KH, Garcia-Godoy F, Haberlein I, Meier B, Frankenberger R (2007). Determination of caries risk at resin composite margins. *Am J Dent* 20(1):59-64.
75. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13(Spec No):60D-76D.
76. Krämer N, Reinelt C, Garcia-Godoy F, Taschner M, Petschelt A, Frankenberger R (2009a). Nanohybrid composite vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: clinical and microscopic results after 2 years. *Am J Dent* 22(4):228-234.
77. Krämer N, Reinelt C, Richter G, Frankenberger R (2009b). Four-year clinical performance and marginal analysis of pressed glass ceramic inlays luted with ormocer restorative vs. conventional luting composite. *J Dent* 37(11):813-819.
78. Krämer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R (2009c). Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *Dent Mater* 25(6):750-759.
79. Krejci I, Lieber CM, Lutz F (1995). Time required to remove totally bonded tooth-colored posterior restorations and related tooth substance loss. *Dent Mater* 11(1):34-40.
80. Kugel G, Arsenault P, Papas A (2009). Treatment modalities for caries management, including a new resin infiltration system. *Compend Contin Educ Dent* 30 Spec No 3:1-10.
81. Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R (2008). Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 10(2):97-103.
82. Loomans BA, Cardoso MV, Opdam NJ, Roeters FJ, De MJ, Huysmans MC *et al.* (2011a). Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *J Dent* 39(7):499-505.
83. Loomans BA, Cardoso MV, Roeters FJ, Opdam NJ, De MJ, Huysmans MC *et al.* (2011b). Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater* 27(7):701-709.
84. Lührs AK, Gormann B, Jacker-Guhr S, Geurtsen W (2011). Repairability of dental siloranes in vitro. *Dent Mater* 27(2):144-149.
85. Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig* 14(2):193-199.

86. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 29(5):481-508.
87. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R (2001a). Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 29(2):123-130.
88. Manhart J, Chen HY, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R (2001b). Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *Am J Dent* 14(2):95-99.
89. Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R (2001c). Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent* 26(4):357-366.
90. Mehl A, Kunzelmann KH, Folwaczny M, Hickel R (2004). Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *J Adhes Dent* 6(3):239-245.
91. Meller C, Welk A, Zeligowski T, Splieth C (2007). Comparison of dentin caries excavation with polymer and conventional tungsten carbide burs. *Quintessence Int* 38(7):565-569.
92. Meyer-Lückel H, Bitter K, Paris S (2012). Randomized controlled clinical trial on proximal caries infiltration: three-year follow-up. *Caries Res* 46(6):544-548.
93. Meyer-Lückel H, Paris S (2008). Improved resin infiltration of natural caries lesions. *J Dent Res* 87(12):1112-1116.
94. Milia E, Pinna R, Castelli G, Bortone A, Marceddu S, Garcia-Godoy F *et al.* (2012). TEM morphological characterization of a one-step self-etching system applied clinically to human caries-affected dentin and deep sound dentin. *Am J Dent* 25(6):321-326.
95. Mine A, De Munck J, Van Meerbeek M, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T *et al.* (2010). Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J Dent Res* 89(12):1505-1509.
96. Nayif MM, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J (2010). Nanoleakage of current self-etch adhesives bonded to artificial carious dentin. *Am J Dent* 23(5):279-284.
97. O'Keefe KL, Pinzon LM, Rivera B, Powers JM (2005). Bond strength of composite to adstringent-contaminated dentin using self-etching adhesives. *Am J Dent* 18(3):168-172.
98. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19(8):758-767.

99. Omar H, El-Badrawy W, El-Mowafy O, Atta O, Saleem B (2007). Microtensile bond strength of resin composite bonded to caries-affected dentin with three adhesives. *Oper Dent* 32(1):24-30.
100. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC (2010). 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 89(10):1063-1067.
101. Ozel BO, Eren D, Akin EG, Akin H (2012). Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontol Scand*.
102. Paris S, Hopfenmuller W, Meyer-Lückel H (2010). Resin infiltration of caries lesions: an efficacy randomized trial. *J Dent Res* 89(8):823-826.
103. Paris S, Meyer-Lückel H (2010). Inhibition of caries progression by resin infiltration in situ. *Caries Res* 44(1):47-54.
104. Pashley DH (1992). Mechanistic analysis of fluid distribution across the pulpodentin complex. *J Endod* 18(2):72-75.
105. Pashley DH, Michelich V, Kehl T (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 46(5):531-537.
106. Pashley DH, Tay FR (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 17(5):430-444.
107. Perdigao J, Frankenberger R (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32(5):385-390.
108. Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L (2000). New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 13(Spec No):25D-30D.
109. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek MB, Braem M, Yildiz E, Yucel T *et al.* (1996a). The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9(4):167-173.
110. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek MB, Tome AR, Van Meerbeekherle G, Lopes AB (1996b). Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater* 12(4):262-271.
111. Peschke A, Blunck U, Roulet JF (2000). Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the marginal adaptation of Class V restorations. *Am J Dent* 13(5):239-244.
112. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2012). A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clin Oral Investig* 16(1):129-137.

113. Peumans M, De MJ, Van Landuyt LK, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2007). Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 9(1):7-10.
114. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt LK, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21(9):864-881.
115. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G (1997a). The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. I. Esthetic qualities. *Clin Oral Investig* 1(1):12-18.
116. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G (1997b). The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. II. Marginal qualities. *Clin Oral Investig* 1(1):19-26.
117. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G (1998). Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int* 29(4):211-221.
118. Phark JH, Duarte S Jr, Meyer-Lueckel H, Paris S (2009). Caries infiltration with resins: a novel treatment option for interproximal caries. *Compend Contin Educ Dent* 30 Spec No 3:13-17.
119. Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ (1998). Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am J Dent* 11(5):202-206.
120. Poitevin A, De Munck J, Van Meerbeek EA, Suyama Y, Mine A, Peumans M *et al.* (2013). Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater* 29(2):221-230.
121. Prabhakar A, Kiran NK (2009). Clinical evaluation of polyamide polymer burs for selective carious dentin removal. *J Contemp Dent Pract* 10(4):26-34.
122. Rathke A, Tymina Y, Haller B (2009). Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clin Oral Investig* 13(3):317-323.
123. Sakoolnamarka R, Burrow MF, Tyas MJ (2003). Interfacial micromorphology of three adhesive systems created in caries-affected dentin. *Am J Dent* 16(3):202-206.
124. Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B *et al.* (1995). Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20(4):160-167.
125. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J (2005). Bonding of resin to artificially carious dentin. *J Adhes Dent* 7(3):183-192.

126. Saunders WP (1990). Effect of fatigue upon the interfacial bond strength of repaired composite resins. *J Dent* 18(3):158-162.
127. Schenke F, Federlin M, Hiller KA, Moder D, Schmalz G (2012). Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clin Oral Investig* 16(2):451-461.
128. Scougall-Vilchis RJ, Zarate-Diaz C, Kusakabe S, Yamamoto K (2010). Bond strengths of different orthodontic adhesives after enamel conditioning with the same self-etching primer. *Aust Orthod J* 26(1):84-89.
129. Shetty RM, Bhat S, Mehta D, Srivatsa G, Shetty YB (2012). Comparative analysis of postcementation hypersensitivity with glass ionomer cement and a resin cement: an in vivo study. *J Contemp Dent Pract* 13(3):327-331.
130. Swift EJ, Jr., Cloe BC, Boyer DB (1994). Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths. *Am J Dent* 7(4):200-202.
131. Swift EJ, Jr., LeValley BD, Boyer DB (1992). Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater* 8(6):362-365.
132. Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A *et al.* (2012a). Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dent Mater* 28(5):535-540.
133. Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Falconi M, Petschelt A *et al.* (2012b). Influence of preliminary etching on the stability of bonds created by one-step self-etch bonding systems. *Eur J Oral Sci* 120(3):239-248.
134. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM *et al.* (2004). Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 32(8):611-621.
135. Tay FR, Pashley DH (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17(4):296-308.
136. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M (2002). Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 81(7):472-476.
137. Toledano M, Cabello I, Yamauti M, Osorio R (2012). Differential resin-dentin bonds created after caries removal with polymer burs. *Microsc Microanal* 18(3):497-508.

138. Torres CR, Rosa PC, Ferreira NS, Borges AB (2012). Effect of caries infiltration technique and fluoride therapy on microhardness of enamel carious lesions. *Oper Dent* 37(4):363-369.
139. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2006). Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 34(1):77-85.
140. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y *et al.* (2007a). Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res* 86(8):739-744.
141. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De MJ, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A *et al.* (2007b). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28(26):3757-3785.
142. Van Meerbeek B (2010). Dentin/enamel bonding. *J Esthet Restor Dent* 22(3):157.
143. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt LK, Lambrechts P (2003a). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 28(5):647-660.
144. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P *et al.* (2003b). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28(3):215-235.
145. Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Meerbeek LK, Lambrechts P, Peumans M (2004). A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 29(4):376-385.
146. Van Meerbeek MB, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G (1992). Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent Suppl* 5:111-124.
147. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Meerbeek EA, Neves A *et al.* (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26(2):e100-e121.
148. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P *et al.* (1994). Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 73(11):1690-1702.
149. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 27(1):17-28.
150. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M (2012). Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig.*

151. Wajdowicz MN, Vandewalle KS, Means MT (2012). Shear bond strength of new self-adhesive flowable composite resins. *Gen Dent* 60(2):e104-e108.
152. Wang Y, Spencer P (2004). Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining. *Eur J Oral Sci* 112(3):293-299.
153. Watson TF (1989). A confocal optical microscope study of the morphology of the tooth/restoration interface using Scotchbond 2 dentin adhesive. *J Dent Res* 68(6):1124-1131.
154. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J (2008). Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent* 10(6):431-440.
155. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC (2011a). Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 27(2):197-205.
156. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC (2011b). Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 27(3):259-266.
157. White GJ, Beech DR, Tyas MJ (1989). Dentin smear layer: an asset or a liability for bonding? *Dent Mater* 5(6):379-383.
158. Zakirulla M, Uloopi KS, Subba Reddy VV (2011). In vivo comparison of reduction in bacterial count after caries excavation with 3 different techniques. *J Dent Child (Chic)* 78(1):31-35.