

Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
an der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg
Direktor: Univ.- Prof. Dr. H.-G. Schaller



Qualitative und quantitative Untersuchungen eines selbstkonditionierenden Adhäsivsystems in vitro

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Gerd Biesecke
geboren am 28.03. 1969 in Schlema

Gutachter:

1. Prof. Dr. H.-G. Schaller
2. Prof. Dr. R. Fuhrmann
3. Prof. Dr. E. Glockmann (Jena)

eingereicht am: 04.07.2006
verteidigt am: 18.10.2006

urn:nbn:de:gbv:3-000010888

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000010888>]

Meinen Eltern

Der Verbund zwischen hydrophilem Dentin und plastischen, zahnfarbenen Füllungsmaterialien stellt nach wie vor den limitierenden Faktor in der zahnmedizinischen Füllungstherapie dar. Die Produktgestaltung der Industrie zeigt heute eine Tendenz zur Verfahrensvereinfachung. Neuere Produkte vereinen Konditionierung, Primern und Bonden der Dentinoberfläche in nur einem Schritt. Zielstellung dieser Untersuchung war es für ein neueres Dentinhaftvermittlersystem (Xeno®III) die Zugfestigkeit in Kombination mit verschiedenen Füllungsmaterialien zu ermitteln und mit Werten von zwei anderen etablierten Systemen (Syntac® und Excite®) zu vergleichen.

Für diese Studie wurden 75 frisch extrahierte menschliche Weisheitszähne verwendet. Die Vorbereitung der Prüfkörper, der Verbund zwischen Dentinscheiben und Füllungsmaterial mit den entsprechenden Dentinhaftvermittlern unter Simulation der Perfusion sowie der vertikale Abzug der Proben an der Zwick- Universalprüfmaschine wurden unter standardisierten Bedingungen vorgenommen. In der Kontrollgruppe mit der Materialkombination Excite® / Tetric®ceram ergab sich ein Mittelwert von 4,64 MPa bei einer Standardabweichung von 0,94. Für die zweite Kontrollgruppe Syntac® / Tetric®ceram wurde ein Mittelwert von 3,81 MPa bei einer Standardabweichung von 0,66 ermittelt. Die Materialkombination zwischen dem selbstätzenden Dentinhaftvermittler Xeno®III und Esthet.X™ erzielte einen Mittelwert von 6,90 MPa \pm 1,29. Die höchste mittlere Abzugskraft erreichte die Materialkombination Xeno®III / Post X.press (K-0112). Der Mittelwert lag hier bei 7,48 MPa \pm 1,53. Diese beiden Gruppen erzielten signifikant höhere Haftwerte gegenüber der ersten und auch der zweiten Kontrollgruppe ($p \leq 0,001$; Tukey's Studentized Range Test).

Die in dieser Untersuchung ermittelten Ergebnisse lassen die Vermutung zu, dass das getestete selbstätzende Dentinhaftvermittlersystem Xeno®III in Verbindung mit Kompositen, den klassischen Haftvermittlern zumindest ebenbürtig scheint. Die geringsten Haftwerte von im Mittel 2,11 MPa \pm 0,49 erzielte die Kombination Xeno®III / Dyract®X.press (K-0134).

Für Xeno®III ermutigen die positiven In-vitro- Ergebnisse in bezug auf Komposite zu weiteren Studien. Der Focus folgender Untersuchungen sollte auf die Haltbarkeit, Biokompatibilität und die Toxikologie ausgerichtet werden. Eine abschließende Beurteilung des selbstätzenden Dentinhaftvermittlers kann erst nach In-vivo- Untersuchungen getroffen werden.

Biesecke, Gerd: Qualitative und quantitative Untersuchungen eines selbstkonditionierenden Adhäsivsystems in vitro. Halle, Univ., Diss., 69 Seiten, 2006

Literaturverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Grundlagen	2
2.1.	Dentin – Morphologie und Chemie.....	2
2.2.	Adhäsion.....	3
2.2.1.	Adhäsion am Dentin.....	3
2.2.2.	Schmierschicht	4
2.2.3.	Konditionierung des Dentin	5
2.2.4.	Hybridisierung des Dentins.....	7
2.3.	Dentinhafvermittler	8
2.3.1.	Wirkungsmechanismus	11
2.4.	Komposite	12
2.5.	Polyalkensäuremodifizierte Komposite	14
3.	Material und Methode	16
3.1.	Material	16
3.1.1.	Dentinproben.....	16
3.1.2.	Dentinhafvermittlersysteme	16
3.1.3.	Komposite	18
3.2.	Methoden.....	19
3.2.1.	Herstellung der Dentinscheiben	19
3.2.2.	Herstellung der Zugproben.....	20
3.2.3.	Verarbeitung des Dentinhafvermittlers	20
3.2.4.	Verarbeitung der Füllungsmaterialien.....	21
3.2.5.	Versuchsgruppeneinteilung.....	22
3.2.6.	Quantitative Analyse	22

3.2.7.	Qualitative Analyse	23
3.2.8.	Statistik	23
4.	Ergebnisse	24
4.1.	Quantitative Untersuchung	24
4.2.	Qualitative Untersuchung	28
4.2.1.	Frakturanalyse	28
4.2.2.	Penetrationsvermögen	34
5.	Diskussion	38
5.1.	Aufbau und Versuchsdurchführung	38
5.1.1.	Versuchszähne	38
5.1.2.	Herstellung der Dentinscheiben	39
5.1.3.	Perfusion	39
5.1.4.	Dentinhaftvermittler	40
5.1.5.	Versuchsdurchführung	40
5.2.	Diskussion der Ergebnisse	41
5.2.1.	Quantitative Analyse	41
5.2.2.	Qualitative Analyse	45
6.	Schlussfolgerung	48
7.	Zusammenfassung	49
8.	Literaturverzeichnis	50
9.	Thesen	62

4-META	4-Methacryltrioxyethyltrimellitananhydrid
Abb.	Abbildung
bis- GMA	Bisphenyl-A-Glycidyl-Methacrylat
BPDM	Biphenyldimethacrylat
DEGMA	Diethylenglycoldimethacrylat
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
et al.	et alii
Fa.	Firma
Gew%	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Mpa	Megapaskal
p. mm ²	pro Quadratmillimeter
PEG-DMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
PEM-F	Fluorid freisetzendes Monomer
PENTA	Dipentaerythritol-Pentacrylat-Phosphorsäureester
PMMA	Polymethylmethacrylat
Pyro-EMA	Saures Monomer, bildet nach der Hydrolyse Phosphorsäuregruppen
s	Sekunde
TEG-DMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
UEDMA	Urethan-ethylenglycol-dimethacrylat
UV	Ultraviolett
Vol%	Volumenprozent

1. Einleitung

Die steigende Nachfrage nach zahnfarbenen, plastischen Füllungsmaterialien lässt die Entwicklung der Adhäsivtechnik immer schneller vorantreiben. Voraussetzung dafür war die Einführung der Säure-Ätz-Technik am Schmelz durch Buonocore im Jahr 1955, der sich an den Techniken des industriellen Bondings orientierte (Buonocore, 1955), sowie die Entwicklung des BOWEN- Monomers.

Die Komposite nehmen seit ihrer kommerziellen Einführung in den siebziger Jahren des vorigen Jahrhunderts ein immer umfangreicheres Einsatzspektrum in der zahnärztlichen Therapie ein und zählen gegenwärtig zu den am häufigsten verwendeten zahnärztlichen Materialien (Heidemann, 2003). Der praktizierende Zahnarzt ist somit in zunehmenden Maße mit modernen Füllungswerkstoffen konfrontiert, die im Unterschied zum Amalgam nur wenig Spielraum für Verarbeitungsfehler zulassen und somit Know-how und dessen konsequente Umsetzung verlangen (Toledano et al., 2001). Eine Forderung ist die dauerhafte Verankerung von plastischen Füllungsmaterialien nicht nur am hydrophoben Schmelz, sondern auch am hydrophilen Dentin, um unerwünschte Nebeneffekte, wie die Randspaltbildung und dadurch mögliche Sekundärkaries oder Hypersensibilitäten (Swift et al., 1995; Pashley, 1990), die in Folge einer undichten Füllung auftreten können, zu verhindern. Erst zum Ende der achtziger Jahre wurden klinische Erfolge im Dentinbonding erzielt. Dentinhaftvermittler der dritten Generation, bei der Schmelz und Dentin selektiv konditioniert werden, ermöglichten eine mikromechanische Verankerung des hydrophoben Kompositmaterials mit der feuchten Dentinoberfläche. Die weitere Entwicklung führte zur Total-etch-Technik, bei der Schmelz und Dentin simultan geätzt werden. Diese Methode weist eine höhere Techniksensibilität auf. Neuere Entwicklungen sind auf das Vereinfachen bewährter Verfahren ausgerichtet. So drängen mittlerweile selbstkonditionierende Haftvermittler, die sechste Generation, auf den Markt.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, für ein selbstkonditionierendes Dentinhaftvermittlersystem die Zugfestigkeit in Kombination mit verschiedenen Füllungsmaterialien zu ermitteln und mit Werten von zwei etablierten Systemen zu vergleichen.

2. Grundlagen

2.1. Dentin – Morphologie und Chemie

Phylogenetisch entsteht Dentin aus der Zahnpapille und somit aus dem Mesektoderm (Linde, 1987).

Das Dentin prägt in großem Maße die Form des Zahnes und gilt als sein Hauptbestandteil. Im Gegensatz zum Schmelz handelt es sich beim Dentin um ein vitales, heterogenes und permeables Gewebe. Dentin erscheint gelblich oder weiß-opak, durch Sklerotisierung wirkt es eher dunkel und transluzent (Breschi et al., 1999). Das Dentin weist eine von der pulpanahen Schicht aus Odontoblasten ausgehende morphologische Dreischichtung aus Prädentin, zirkumpulpaalem Dentin und Manteldentin auf, das koronal an den Schmelzüberzug und apikal an das Wurzelzement grenzt (Schroeder, 1976). Besonders charakteristisch ist für das Dentin eine Vielzahl von besonders eng liegenden Kanälen, die radiär verlaufen. Der Durchmesser der Kanälchen ist altersabhängig und beträgt pulpanah ca. 2,9 bis 4,0 μm und pulpafern ca. 0,8 bis 1,8 μm (Pashley, 1991). Diese sind untereinander noch durch zahlreiche Verzweigungen bis in das Manteldentin verbunden (Schneider, 1995). Ausgehend vom Dentinkanälchen lässt sich intertubuläres von hypermineralisiertem, peritubulärem Dentin unterscheiden, das die Kanalwände in einer Schicht von ca. 5 μm ummantelt. In den Dentinkanälen verlaufen Nervenfortsätze der Odontoblasten und bilden eine große Anzahl von Anastomosen. Zusammen mit der Pulpa reagiert das Dentin auf Reize und ist somit als eine Einheit zu verstehen (Baume, 1980).

Die Odontoblastenfortsätze erzeugen eine kollagene Matrix und scheiden diese in die Kanälchen aus. Darin kann sich mit zunehmendem Alter Hydroxylapatit, das intratubulär ausfällt, einlagern. Dies führt zu einer Verengung und kann die völlige Obliteration der Kanälchen bedeuten mit der vorhergehenden Retraktion der Odontoblastenfortsätze. Die Anzahl und der Durchmesser der Odontoblastenfortsätze nehmen proportional zur Entfernung von der Pulpa ab (Garberglio und Braennstroem, 1976). Dentin setzt sich aus ca. 45-50 Vol.% anorganischem Anteil, d.h. größtenteils Kalziumhydroxylapatit, sowie geringen Mengen an Kalziumkarbonat, Kalziumfluorid und Magnesiumphosphat zusammen. Weitere 30 Vol.% bestehen aus organischem Anteil und ca. 20-25 Vol.% Wasser (Pashley et al, 1994). Die organische Komponente teilt sich zu ca. 92% Kollagen Typ I und ca. 8% nichtkollagene Grundsubstanz (Schneider, 1995). Intertubuläres Dentin ist geringer mineralisiert und enthält mehr kollagene Fasern mit dazwischen eingebetteten Apatitkristallen (Marshall, 1993). Während die Apatitkristalle im intertubulären Dentin ca. 50% des Volumens einnehmen, sind

es im peritubulären Dentin ca. 90%. Die anderen 50% des intertubulären Dentins werden von Kollagenfasern gebildet, die ein Geflecht bilden, das die Dentintubuli ringförmig umfasst. Die Dentinkanälchen selbst sind mit Liquor, einer klaren proteinarmen Flüssigkeit gefüllt, die einem nach außen gerichteten Druck von ca. 25-30 mm Hg-Säule unterliegt (van Meerbeek et al., 2001a; Schäfer 1999a). Die Dichte der Dentinkanälchen wird pulpanah mit durchschnittlich 64.000 p. mm² und pulpafern mit ca. 16.000 p. mm² angegeben. Pulpanahe Dentinoberflächen werden bedingt durch die Anatomie schneller von Liquor benetzt als peripheres Dentin (Heymann und Bayne, 1997), da die Dentinoberfläche pulpanah zu ca. 22% aus Dentinkanälchen besteht, diese aber an der schmelznahen Oberfläche des Dentins jedoch nur einen Anteil von 4% ausmachen (Nicholson, 2001; Schäfer, 1999a; Marshall, 1993).

2.2. Adhäsion

Definitionsgemäß bedeutet Adhäsion das Aneinanderhaften von verschiedenen Stoffen. (Lexikonredaktion des bibliographischen Institutes, 1985).

Blunck definiert die Adhäsion als die Haftung zweier Stoffe, die in engem Kontakt zueinander stehen. Sie kommt durch mechanische und chemische Kräfte zustande (Blunck und Haller, 1999).

Neben dem intensiven Kontakt zwischen dem Substrat (Dentin) und einer Flüssigkeit (Bonding) muss die Oberflächenspannung der Flüssigkeit gering sein, die freie Energie des Substrates hingegen hoch, damit eine hinreichende Benetzung stattfinden kann (Perdigao et al., 1997b). Dazu sollte der Kontaktwinkel zwischen Substrat und Flüssigkeit möglichst gegen 0° tendieren. Eine ausreichende Benetzung findet bei einem Winkel kleiner 15° statt. Aufgrund der unterschiedlichen Struktur von Dentin und Schmelz, wurden bis zur dritten Generation der Adhäsive substratspezifische Behandlungswege benutzt.

2.2.1. Adhäsion am Dentin

Die mikromechanische Verankerung von zahnärztlichen Werkstoffen löst mehr und mehr die traditionellen makromechanischen Retentionstechniken, wie die Schaffung von Unterschnitten ab, was in der Regel immer mit dem Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz einhergeht (Heymann und Bayne, 1997). Statt des von Black seinerzeit aufgestellten Postulats „Extension for prevention“ gilt heute die minimalinvasive Behandlungstechnik, die erst durch die Bondingtechnik ermöglicht wurde. Neben der mikromechanischen Verankerung kommt es dabei durch die Adhäsivsysteme zusätzlich zu einer adhäsiven Stabilisierung des präparierten Zahnes (Perdigao und Lopez, 1999).

Anders als Schmelz ist Dentin ein Gewebe mit intrinsischer Feuchtigkeit, tubulärer Struktur und niedriger Oberflächenenergie (Frankenberger et al., 2001b; Perdigao und Lopez, 1999). Daher wird die Verwendung von niedrigviskosen Adhäsiven gefordert, die Mischungen aus hydrophobem bis- GMA oder UDMA und hydrophilem HEMA oder PENTA enthalten (Hannig et al., 1999b; Perdigao et al., 1997b). Zusätzlich beinhalten diese Adhäsive Lösungsmittel wie Aceton, Ethanol oder Wasser.

2.2.2. Schmierschicht

Die reduzierende Behandlung mit Diamanten oder anderen rotierenden Instrumenten hinterlässt auf der Dentinoberfläche eine Schmierschicht (Dippel et al., 1984), bestehend aus Hydroxylapatitkristallen, teilweise denaturiertem Kollagen, Speichelproteinen und Blutbestandteilen, kontaminiert mit Mikroorganismen. Die Schmierschicht hat eine Partikelgröße von 0,05-10 µm (Pashley et al., 1993). Diese Schmierschicht verbindet sich mit dem darunter liegenden Dentin so fest, das ein Abwischen oder Abspülen mit Wasserspray nicht möglich ist, andererseits ist seine Haftung zu schwach, um über sie eine suffiziente Adhäsion einer Restauration an das gesunde Dentin von größer 17 MPa zu ermöglichen (Lamprechts et al., 2000; Nakabayashi, 1996). Eine Entfernung der Schmierschicht ist nur durch eine chemische Vorbehandlung des Dentins möglich (Berry et al., 1987), dies zeigten Braennstroem und Johnson (1974) durch die Dentinoberflächenbehandlung mit Säure. Dabei entsteht als negativer Nebeneffekt eine Erhöhung des Flüssigkeitsausstromes. Bereits frühere Bonding-Generationen versuchten die Schmierschicht zu entfernen oder zu modifizieren und die Dentinoberfläche für Primer und Adhäsiv penetrierbar zu gestalten. Dazu wurden EDTA, Maleinsäure, Zitronensäure und später im Total-etch-Verfahren Phosphorsäure herangezogen. Die Schmierschicht hat eine Dicke von 1-5µm und weist eine poröse und damit eine gut penetrierbare Struktur auf. Mit ihren Smear-plugs dringt sie durchschnittlich 2-3µm in die Dentintubuli ein. Es wurden aber auch Eindringtiefen bis zu 40µm festgestellt (Heymann und Bayne 1997; Pashley et al., 1993, Pashley, 1991). Trotz ihrer Penetrierbarkeit schützt die Schmierschicht die Pulpa vor Reizen, reduziert den Flüssigkeitsstrom aus den Dentintubuli, vermindert postoperative Sensibilität und versiegelt Dentin und Tubuli durch eine Absenkung der Permeabilität um ca. 86% (Pashley, 1991). Die Schmierschicht ist aber nicht hydrolysestabil, so dass die biologische Barriere zeitlich begrenzt ist (Nakabayashi, 1996). Für die Haltbarkeit einer adhäsiv befestigten Restauration ist die Schmierschicht der limitierende Faktor.

2.2.3. Konditionierung des Dentin

Um einen stabilen Verbund zwischen Dentin und Kunststoff zu erreichen bedarf es der Konditionierung der Dentinoberfläche mittels Säuren, mit dem Ziel, die Schmierschicht zu entfernen oder zu modifizieren und gleichzeitig die Dentinoberfläche zu demineralisieren (Nakabayashi, 1996). Dazu werden Säuren, heute vor allem Phosphorsäure, als Konditionierer in der Total-etch-Technik eingesetzt (Miyazaki et al., 1998). Die Ziele der Säureätzung formulierte Pashley 1992 wie folgt:

- Die Schmierschicht zu entfernen um eine Adhäsion an der darunter liegenden Dentinmatrix zu ermöglichen
- Das oberflächliche Dentin zu dekalzifizieren und damit das intra- und peritubuläre Kollagen freizulegen, um eine Infiltration zu ermöglichen

Die Phosphorsäurekonditionierung im Total-etch-Verfahren (vierte Generation) entfernt die Schmierschicht und demineralisiert das darunter liegende Dentin oberflächlich und legt ein lockeres, poröses Kollagenfasergeflecht im intertubulärem Dentin frei, das sehr anfällig gegen Austrocknung ist und leicht kollabiert (Kanca, 1996). Die aufgeschwemmte Struktur der Kollagenfasern wird in den 0,01 – 0,03 µm großen Mikroporositäten nur durch Wasser aufrecht erhalten, das das Hydroxylapatit ersetzt (Balkenhol, 1998). Nach der Einwirkzeit von nicht länger als 15-20 s (Frankenberger et al., 1996), wird die Säure zusammen mit dem herausgelösten Kalziumphosphat mit einem Luft-Wasser-Gemisch abgespült und die Dentinoberfläche dezent mit Luft getrocknet. Dabei ist zu beachten, dass ein Übertrocknen zum Kollabieren des Kollagennetzwerkes führt und somit ein Eindringen des Adhäsivs in die freigelegten Strukturen verhindert. Daraus resultieren eine unterhalb der klinischen Forderung liegende Haftkraft, sowie postoperative Beschwerden (Pashley et al., 1994; Finger und Balkenhol, 2000).

Je nach Generation und System differenziert sich die Anzahl der Schritte und der eingesetzten Konditionierer. Außer der Phosphorsäure kommen saure Monomere (teilweise fünfte und sechste Generation) und Maleinsäure in der dritten Generation zum Einsatz (Ernst, 2001). Bei der Verwendung von 37 %iger Phosphorsäure als Konditionierer wird bis zu einer Tiefe von 7,5 µm im intertubulären Dentin geätzt, wobei das peritubuläre Dentin durch den Kapillareffekt während der Säurepenetration tiefer geätzt werden kann (Pashley et al., 1993; Perdigao und Lopez, 1999; van Meerbeek et al., 2001a). Bei Verwendung von Maleinsäure als Dentin- Konditionierer findet vorher eine selektive Schmelzätzung statt (Hellwig, 2003). Danach wird die zumeist im Primer enthaltene Maleinsäure nur auf das Dentin aufgebracht und wird dort ohne abzuspülen verblasen. Für die Schmelzkonditionierung ist die Maleinsäure

aufgrund mangelnder Aggressivität nicht geeignet. Die teilweise Auflösung der Schmierschicht mit milden Säuren führt nicht zur vollständigen Öffnung und Erweiterung der Dentintubuli. Bei der Polymerisation werden die gelösten Bestandteile der Schmierschicht in der sogenannten Hybridschicht eingeschlossen (van Meerbeek et al., 1992; Schaller, 1999). Saure Monomere in All-in-one- Adhäsiven konditionieren Schmelz und Dentin gleichzeitig, wobei zur suffizienten Konditionierung auf ausreichendes Auftragen von Adhäsiv zu achten ist, um ein adäquates Retentionsmuster zu erzielen (Ernst, 2001). Das Ätzmittel entfernt neben der Schmierschicht auch die Smear plugs aus den Dentintubuli und dringt in diese ein, so dass es zu einer Konditionierung des hypermineralisierten peritubulären Dentins kommt. Diese flüssigkeitsgefüllten Räume können vom Bonding, das sich in der dritten und vierten Generation noch in Primer und Adhäsiv aufteilt und in der fünften Generation in einer Lösung vorliegt, durchdrungen und nach der Flüssigkeitsverdrängung ausgefüllt werden (Ernst, 2001). Negativ beeinflusst wird die Penetration des Adhäsivs nach Konditionierung durch die geringe freie Oberflächenenergie des Dentins (Perdigao und Lopez, 1999). Die Hydrophilie des Kollagenfasergeflechtes resultiert aus dem hohen organischen Proteinanteil und widerspricht einer guten Penetrierbarkeit durch Monomere. Daraus ergibt sich die Forderung nach einer hydrophobisierenden Vorbehandlung des Dentins, wodurch die Benetzbarkeit der Oberfläche durch Monomere heraufgesetzt wird. Primer gelten als Promotoren der Adhäsion und benetzen das Kollagenfasergeflecht effektiv, da sie amphiphile Monomere beinhalten, wie HEMA, PENTA, BPDM oder 4-META, in organischen Lösungsmitteln, die wiederum selbst die Penetrationsfähigkeit beeinflussen (Perdigao et al., 1997b; Jain und Stewart, 2000; van Meerbeek et al., 2001a; Ernst, 2001). Die hydrophile Gruppe des Monomers (Hydroxygruppe) hat dabei eine Affinität zum feuchten Dentin und die hydrophobe Gruppe (Methacrylat) zum Kunststoff (Jain und Stewart, 2000). Durch Lösungsmittel mit niedrigem Dampfdruck wie Aceton und Ethanol, werden die Monomere in die Tiefe transportiert die dort den Dentinliquor aus den intertubulären Räumen des Kollagenfasergeflechtes sowie aus den Dentintubuli verdrängt und durch amphiphile Monomere ersetzt, die durch das Lösungsmittel in engen Kontakt gebracht werden (Perdigao et al., 1997b; Frankenberger et al., 2001b). Diese Monomere penetrieren das gesamte Fasergeflecht und umhüllen das Kollagen (Pashley et al., 1994). Nach Evaporation des Lösungsmittels bleibt ein dünner Monomerfilm zurück. Das Primer des Dentins versetzt das hydrophile Dentin in einen hydrophoben Zustand und macht es dem niedrigviskosen Adhäsiv zugänglich, das ebenfalls das Kollagenfasergeflecht infiltrieren muss (Fritz und Finger, 1999; Jain und Stewart, 2000; Gallo et al., 2001; van Meerbeek et al., 2001a; Ernst, 2001). Das Adhäsiv besteht zum größten

Teil aus hydrophoben Monomeren wie bis- GMA oder UDMA. Dünnerflüssigere Monomere wie TEG-DMA werden eingesetzt um die Viskosität zu steuern. Das Adhäsiv dringt in die durch den Primer vorbereiteten und hydrophobisierten inter-, intra- und peritubulären Räume und stabilisiert nach Polymerisation das Kollagengeflecht, indem es zusammen mit ihm eine Hybridschicht bildet (van Meerbeek et al., 2001a). Nakabyashi und Takarada zeigten, dass auf konditioniertes Dentin appliziertes HEMA die Monomerdiffusion und die Anlagerung an Dentinstrukturen verbessert, woraus höhere Haftwerte resultieren (Nakabyashi und Takarada, 1992).

2.2.4. Hybridisierung des Dentins

Die mikromechanische Verfilzung der im Haftvermittler enthaltenen Harze mit den freigelegten Kollagenstrukturen des Dentins gilt heute als wahrscheinlichster Mechanismus der adhäsiven Verbindung der Kunststoffe mit dem Dentin (Nakabyashi, 1985; Erickson, 1989; Pashley, 1990; Chappel et al., 1990; Eliades et al.; 1990, van Meerbeek et al., 1992). Die dabei entstehende Schicht zwischen Dentin und Adhäsiv wird als Hybridschicht bezeichnet und enthält vor allem ein durch Monomere imprägniertes Kollagenfasergeflecht (Nakabayashi, 1996; Kugel und Ferrari, 2000; van Meerbeek et al., 2001a). Die Gesamtstärke der Hybridschicht beträgt je nach verwendetem Bonding ca. 2- 10µm (Finger und Fritz; 1996). In die Dentintubuli ragen Kunststoff- Tags mit einer Länge von 5 bis 140µm (Perdigao et al., 1997a). In den Tubuli kommt es von den Tags ausgehend zur Ausbildung einer 2-5 µm tief hybridisierten Kanalwand (Lamprechts et al., 2000). Diese Art der mikromechanischen Verankerung am Dentin wurde erstmals 1985 von Nakabayashi beschrieben (Pashley, 1991; Perdigao und Lopez, 1999). Lange war ungeklärt, ob die Adhäsion in erster Linie durch das intertubuläre Dentin mit seinen Kollagenfasern hervorgerufen wird oder durch die Tags in den Tubuli. Anfangs schien es, als ob die Haftung in tieferen Dentinschichten bedeutend abnimmt, da das Dentin durch die größere Tubulidichte wesentlich feuchter ist als in oberflächlichen Regionen. Man ging davon aus, dass das intertubuläre Dentin hauptverantwortlich für den adhäsiven Verbund ist. Zwischenzeitlich wurde diese Meinung revidiert. Sobald Kunststoff- Tags im mikromechanischen Verbund mit der Tubuliwand stehen, tragen sie zur Adhäsion bei (Pashley et al., 1993; Pashley et al., 1994). Die konditionierte Dentinoberfläche darf nicht austrocknen, da dies den Kollaps der Kollagenfasern zur Folge hat. Es resultiert eine eingeschränkte Penetrierbarkeit und damit wird die Bildung einer effektiven Hybridschicht gehemmt. Kanca nahm sich dieser Problematik an und führte das Wet- bonding ein, mit dem höhere Haftwerte zu erreichen sind (Pashley et al., 1994; Milia et al., 1999;

Finger und Balkenhol, 2000). Die geätzte Dentinoberfläche wird nur vom Wasserüberschuss befreit und behält seine eigene Feuchtigkeit, somit kann der Primer in alle offenen Räume eindringen. Der Erfolg des adhäsiven Verbundes korreliert eng mit der Qualität der Hybridschicht (Ernst, 2001) und dem Ziel, eine maximale Haftung zwischen Bonding und Dentin zu erreichen (Gallo et al., 2001). Das Adhäsiv umschließt die freiliegenden Kollagenfasern und der polymerisierte Adhäsivfilm bildet die Verbundzone zum Kunststoff und ist üblicherweise so dicht, dass kein Raum für Nanoleakage zwischen Adhäsiv und Dentin bleibt (Nakabayashi, 1996). Die Hybridschicht verfügt an ihrer Oberfläche über eine ca. 15µm dicke nichtpolymerisierte Sauerstoffinhibitionsschicht, die eine Reaktion mit dem darauf zu applizierenden Kunststoff ermöglicht (van Meerbeek et al., 2001a).

2.3. Dentinhaftvermittler

Bereits in der Mitte des vorigen Jahrhunderts meldete Hagger die Verwendung von Glycerophosphorsäure als erstes Dentinhaftmittel zum Patent an (Paul und Schärer, 1993). Im Jahre 1956 stellte die Gruppe um Buonocore ein Adhäsiv vor, das aus Glycerophosphorsäure sowie einem Dimethacrylat bestand und an mit Salzsäure vorbehandeltem Dentin haftete. Dieser Verbund erwies sich allerdings als nicht hydrolysestabil. Sechs Jahre später brachte die Firma Kulzer (Wehrheim, D) ein Adhäsiv unter dem Namen Palkav® auf den Markt, das eine chemische Bindung zum Kollagen ermöglichte und auf einer Kombination von Methylmethacrylat und Tri-n-Butylboran basierte. Einen anderen Weg schlug Bowen (1965) ein, der mittels des oberflächenaktiven N-Phenylglycin-Glycidylmethacrylat einen chemischen Verbund zu den Kalziumionen des Hydroxylapatits erzielte. Aber auch dieses Verfahren überzeugte nicht, da die Haftwerte schon nach kurzer Zeit enorm abnahmen. Das 1972 von der Firma Kuraray (Osaka, J) auf den Markt gebrachte Orthomite II S® nutzte Naphtoxypropylmethacrylat als haftfähiges Monomer. Nakabayashi und Masuhara (1978) bemängelten jedoch die klinischen Ergebnisse, die weit hinter den Erwartungen zurück blieben. Die bis dahin entwickelten Dentinhaftvermittler, die auf einen chemischen Verbund zum Dentin aufbauen, werden der ersten Generation zugeordnet. Ihnen kommt heute klinisch keine Bedeutung mehr zu (Hellwig et al., 2003). Ende der siebziger Jahre wurden Bondingsysteme auf dem Markt vorgestellt, die auf Methacrylat- Phosphateestern basierten und eine Bindung zu den Kalziumionen des Hydroxylapatits ermöglichen sollten (Causten, 1984). Andere Produkte waren auf der Grundlage von Polyurethan hergestellt (Burke und McCaughey, 1995). Ein weiterer Ansatz wurde durch einen Inhaltsstoff, basierend auf dem Reaktionsprodukt von HEMA und Phenylphosphorsäure, dem Phenyl-P oder durch den

Einsatz von 4-META gefunden. Diese Systeme wurden ebenfalls ohne vorherige Dentinkonditionierung angewendet. Die bekanntesten Vertreter dieser zweiten Generation von Dentinhaftvermittlern waren Scotchbond™ DC bzw. LC® (3M, Loughborough, GB) und Bondlite® (Kerr Karlsruhe, D), deren Haftkräfte zwischen 1 und etwa 10 MPa lagen (Eliades et al., 1985; Munksgaard et al., 1985). Dies entspricht in etwa der Schmierschichthaftung am Dentin (Haller, 1994), aber bleibt weit hinter den von Davidson und Mitarbeitern (1984) angegebenen Werten für die Polymerisationsschrumpfung von etwa 20 MPa zurück. Der Haftmechanismus, der bei Chlorophosphatestern, Carboxylaten und Phosphaten, durch Ionenbindung oder Chelatbindung an das Kalzium des Hydroxylapatits auftritt, wurde genutzt. Durch den Einsatz von z. B. Glutardialdehyd, HEMA oder Isocyanatgruppen sollten kovalente Bindungen zum Kollagen hergestellt werden (Haller, 1994; Kugel und Ferrari, 2000). Ebenso wurde bis-GMA eingesetzt (Burke und McCaughey, 1995). Mit den Haftvermittlern der zweiten Generation konnten ebenfalls nur mangelhafte Ergebnisse erzielt werden, da die Bindungen nicht stabil genug waren. Speichel und der Dentinliquor führten zur Hydrolyse der Hybridschicht und damit zum Versagen der Adhäsion, es kam zur Spaltbildung und Sekundärkaries (Haller, 1994; Schäfer, 1999a).

In der weiteren Entwicklung wurde der Focus mehr auf eine mikromechanische Verankerung der Dentinhaftvermittler gerichtet. Dazu musste die Dentinoberfläche konditioniert werden, was zur teilweisen Entfernung oder Modifizierung der Schmierschicht (van Meerbeek, 1992) führte. Dies geschieht durch Konditionierer und/oder Primer vor der Applikation des Adhäsivs. Wird die Schmierschicht vollständig entfernt, wird zur Konditionierung der Dentinoberfläche heute zumeist Phosphorsäure in verschiedenen Konzentrationen verwendet. Weniger wird Maleinsäure (Scotchbond™ Multi Purpose, 3M, Loughborough, GB) oder Oxalsäure (Gluma 2000) verwendet. Wird die Schmierschicht nur teilweise aufgelöst, bleibt infolge der milden Demineralisierung das Hydroxylapatit als Kollagenstütze erhalten (Nakabayashi et al., 1992). Typische Vertreter sind Scotchbond 2™ (3M, Loughborough, GB) und Syntac (Vivadent, Ellwangen, D).

Der Primer ist in der Lage die Schmierschicht zu durchdringen bzw. zu modifizieren, die Dentintubuli zu öffnen und in diese zu penetrieren, deren Permeabilität zu erhöhen und sich durch Kollagenfaserfreilegung an das Dentin anzulagern (Schäfer, 1999b; Kugel und Ferrari, 2000). Primer der dritten Generation setzen sich aus Monomeren oder Monomergemischen, wie 4-META, PENTA oder HEMA, gelöst in Wasser, Ethanol oder Aceton, zusammen. Diese Lösungsmittel dienen der Benetzbarkeit des hydrophilen Dentins (Haller, 1994).

Mit der vierten Generation etablierte sich auch die Total-etch-Technik, in der Schmelz und Dentin in einem Arbeitsschritt konditioniert werden. Dabei war es nötig überwiegend hydrophile Monomere wie HEMA einzusetzen, die auch bei erhöhtem Flüssigkeitsausstrom in den Dentinkanälchen hohe Haftwerte erzielen. Die Systeme bestehen weiterhin aus den Komponenten Konditionierer, Primer und Adhäsiv (Christensen, 2001). Erstmals treten aber auch Probleme des Überätzens und des Kollabierens des Kollagenfasernetzes auf. Da bei der Verarbeitung dieser Adhäsivsysteme eine feuchte Dentinoberfläche benötigt wird, spricht man von der „wet-bonding“ oder besser von der „moist-bonding-Technik“ (Gwinnett, 1992; Burke und McCaughey, 1995; Swift et al., 1995). Der Vorteil der Total-etch-Total-bond-Technik besteht in der Ausbildung von Kunststoff-Tags mit lateralen Ästen und einer Hybridschicht im demineralisierten Kollagenfasernetzwerk des inter- und peritubulären Dentins. Bekannteste Vertreter sind Excite® (Vivadent, Ellwangen, D) und Prime and Bond NT (Dentsply Detray, Konstanz, D).

Die Bondingsysteme der dritten und vierten Generation erzielen klinisch akzeptable Ergebnisse, doch das Verlangen nach Systemen, die weniger technikanfällig sind führte zur Entwicklung der fünften Generation. Die Komponenten Primer und Adhäsiv sind zusammen in einer Flasche enthalten (Frankenberger et al., 2000b). Diese One-Bottle- bzw. Ein-Komponenten-Materialien verfügen jedoch über keine konditionierende Wirkung, dies muss weiterhin vor ihrer Applikation geschehen. Daraus ergibt sich die Beachtung der „moist-bonding-Technik“ (Schäfer, 1999b; Ernst et al., 2001). Der Adhäsionsmechanismus gleicht dem der vierten Generation und wird durch die Formation einer Hybridschicht und der Ausbildung von Kunststoff-Tags (van Meerbeek et al., 2001a) erreicht. Experimentelle Studien zeigen 10-30 % verringerte Haftwerte im Vergleich zur dritten und vierten Generation, klinisch deutet aber nichts auf Qualitätseinbußen im adhäsiven Verbund hin (Ernst, 2001; Ernst et al., 2001).

Die sechste Generation der Dentinadhäsive bezeichnet die Gruppe der selbstkonditionierenden Adhäsive, die konzipiert wurden, um die Haftvermittlung zu vereinfachen und die Nachteile der Total-etch-Technik zu überwinden. Ein Beispiel für diese Generation ist Xeno®III (Dentsply Detray, Konstanz, D). Neben Wasser und Ethanol als Lösungsmittel enthält Xeno®III zwei von Dentsply patentierte Monomere, die förderlich auf die Adhäsion wirken sollen. PEM-F ist ein Fluorid freisetzendes Monomer, da das Fluorid Kalziumionen bindet und damit die Ätzwirkung positiv unterstützt. Pyro-EMA ist ein saures Monomer, das nach der Hydrolyse Phosphorsäuregruppen bildet. Es kommt zur teilweisen Auflösung bzw. Penetration der Schmierschicht und der Schmierpfropfen. Durch die

Auflösung von Kalziumhydroxylapatit an der Zahnoberfläche kommt es zur Neutralisation und durch die Lichthärtung zur Vernetzung der Monomere.

2.3.1. Wirkungsmechanismus

Die strukturelle und chemische Zusammensetzung des Dentins (organische Bestandteile, mit Liquor gefüllte Dentinkanälchen sowie die Schmierschicht) lässt eine mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials nicht zu. Es besteht daher die Forderung ein Dentinhaftvermittlersystem zu verwenden, das einen Verbund zwischen hydrophobem Material und dem hydrophilen Dentin zulässt (Hellwig et al., 1999).

Solch ein Haftvermittler kann prinzipiell mit der Formel $M - R - X$ dargestellt werden. Dabei steht M für eine Methacrylatgruppe, R bezeichnet einen Distanzhalter und X verkörpert eine funktionelle Gruppe. Die Doppelbindungen der Methacrylate vermitteln bei der Polymerisation nach Duncanson und Mitarbeitern (1986) die kovalente Doppelbindung an das Komposit. Der Distanzhalter verhindert Interferenzen und gewährleistet somit eine optimale Reaktion. Bei der funktionellen Gruppe gibt es prinzipiell zwei verschiedene Möglichkeiten. So kann sie zum einen als Phosphatester mit dem Kalzium des Hydroxylapatits im Dentin reagieren, zum anderen ist sie in der Lage mit den Amino- bzw. Hydroxylgruppen der organischen Komponenten, z.B. mit dem Kollagen des Dentins, eine Verbindung einzugehen. Zahlreiche Untersuchungen zeigten jedoch, dass eine derartige chemische Haftung mit dem Dentin bezweifelt werden kann (Hellwig et al., 2003). Vielfach zeigen diese Untersuchungen, dass der Verbundmechanismus auf einer mikromechanischen Verankerung des Haftvermittlermaterials beruht, durch die Penetration von hydrophilen Monomeren in das Kollagennetzwerk des Dentins. Basierend auf chemischen und morphologischen Oberflächenanalysen lassen sich prinzipiell zwei Vorgehensweisen bei der Dentinhaftung unterscheiden (van Meerbeek et al., 1992).

1. Erhalt der Schmierschicht und Imprägnierung mit Kunststoff
2. Auflösung der Schmierschicht
 - Vollständige Entfernung der Schmierschicht durch Konditionierung
 - Ausfällung der gelösten Schmierschicht

Alle Haftvermittler arbeiten nach einem grundlegenden Mechanismus (Schaller, 1999):

1. Auflösung oder Präzipitation der Schmierschicht und Demineralisation des Dentins
2. Benetzung der freiliegenden Kollagenfasern mit hydrophilen Monomeren
3. Infiltration des Kollagengeflechtes und der Tubuli mit Monomeren
4. Polymerisation der Haftverbundschicht

2.4. Komposite

Komposite sind zusammengesetzte, plastische, zahnfarbene Füllungswerkstoffe, die nach einbringen in die Kavität chemisch oder unter Energiezufuhr in einer Polymerisationsreaktion aushärten. Sie setzen sich aus organischer Matrix, einem anorganischen Füllstoff und einer Verbundphase zusammen (Hellwig et al., 1999). Bereits 1945 wurden lichthärtende Kunststoffe auf PMMA- Basis als Füllungswerkstoff für ästhetische Zahnrestorationen eingesetzt. Diese unterlagen jedoch starken Polymerisationsschrumpfungen und waren nur ungenügend abrasionsbeständig (O'Brien, 1997). Um diese Nachteile zu beheben, wurden in den 50er Jahren dem PMMA inerte Stoffe wie Glas, Talkum und unlösliche Salze als Verstärkungsmaterialien zugesetzt (Söderholm, 1993). Die Kompositmatrix reagiert auf chemisch-physikalische Einflüsse besonders gravierend, und ist demzufolge primär für die Polymerisationskontraktion, hygroscopische Expansion und thermisches Expansionsverhalten verantwortlich (Bowen et al., 1983; Asmussen, 1985). Durch eine Volumensubstitution von Monomer durch Füllstoffe kann die Polymerisationsschrumpfung auf 2-5 % verringert werden. Dieser Schrumpfung wirkt die hygroscopische Expansion entgegen, hervorgerufen durch einen Feuchtigkeitsübertritt aus dem Speichel, die aber mit einer Volumenänderung von 0,4 bis 3,1 Vol.% die Polymerisationskontraktion nicht kompensiert (Asmussen, 1985). Bowen stellte 1962 das bis- GMA, ein aromatisches Monomer mit Methacryl- Endgruppen vor, das als organische Matrix für entsprechende Füllkörper dienen sollte, um die bis dahin enormen Schrumpfraten des Komposit zu verringern. Bowen verwendete zuerst silanisiertes Quarzmehl als anorganischen Füller. In der Folge wurden Makrofüller eingesetzt, die jedoch in ihrer Polierbarkeit hinter den Erwartungen zurück blieben. Die daraufhin auf den Markt gebrachten Mikrofüller- Komposite brachten diese erwünschte Eigenschaft mit, waren aber nicht so abrasionsbeständig. Erst mit der Einführung der Hybridkomposite, bei denen Makro- und Mikrofüller verwendet wurden, konnte das Problem der Abrasivität und Polierbarkeit befriedigend gelöst werden. Der sichere Verbund zwischen Füllkörper und Matrix ist verantwortlich für die Festigkeit, das verbesserte Ermüdungsverhalten und die Verschleißbeständigkeit des Materials (Söderholm, 1993). Eine Silanschicht dient als Haftvermittler, die eine chemische Bindung zwischen der organischen und anorganischen Phase bewerkstelligt (Janda, 1990). Zur Steuerung der Polymerisationsreaktion sind Initiatoren, Akzeleratoren und Inhibitoren beigemischt.

Die höhere Molekularmasse des Bowen'schen Moleküls verringerte im Vergleich zum PMMA die Volatilitätsneigung und Kontraktion während der Polymerisation. Es besitzt die Fähigkeit zur dreidimensionalen Vernetzung, was ihm überlegene chemisch- physikalische

Eigenschaften verleiht (O'Brien, 1997). Nachteilig wirkt sich aber die hohe Viskosität aus, wodurch die Beigabe von Verdünnungsmitteln wie TEG-DMA oder DEGMA erforderlich ist. Eine reduzierte Zähigkeit, aber auch eine höhere Polymerisationsschrumpfung resultieren dadurch (Braden, 1997). Die Eigenschaften der organischen Matrix werden von der molekularen Struktur sowie der Konversionsrate der Kohlenstoffdoppelbindungen der Acrylgruppen wiedergegeben. Bei der Lichthärtung liegt die Konversionsrate von bis-GMA bei 48%. Durch die Verwendung von Verdünnungsmitteln erhöht sich die Molekülbeweglichkeit, die eine Erhöhung der Konversionsrate bis zu 70% erlaubt. Die chemische Resistenz und die Festigkeit nehmen zu (Asmussen, 1982; Braden, 1997). Korrelierend mit der Polymerisationsschrumpfung muss ein Optimum für das Verhältnis von Monomer zu Verdünnungsmittel gefunden werden. Die typische Zusammensetzung besteht aus 75 Masse % bis-GMA und 25 Masse % TEG-DMA (Cahn, 1992). Modifizierte Bowen-Kunststoffe (hydroxylfreies bis-GMA) mit niedriger Viskosität wurden entwickelt, um die Nachteile der Verdünnungsmittel zu minimieren. Durch die Abwesenheit der Hydroxylgruppen wurde nicht nur die Viskosität gesenkt, sondern auch der hydrophile Charakter des ausgehärteten Kunststoffes reduziert. Forster und Walker entwickelten 1974 ein Urethandimethacrylat (UDMA). Die Abwesenheit des Phenolringes in der Monomerkette führte zu einer höheren Flexibilität und Zähigkeit im Vergleich zu bis-GMA. Durch Wasser und künstliches Licht hervorgerufene Foto-Oxidationsreaktionen führten zu einer Verfärbung des Materials, was den zusätzlichen Einsatz von UV-Stabilisatoren erforderte. Aufgrund der niedrigeren Viskosität wurde bis-GMA durch UDMA in vielen kommerziellen Kompositmaterialien partiell oder auch ganz ersetzt (Braden, 1997).

Die heute in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffe bestehen zumeist aus Mischungen komplexer mono- und polyfunktionaler Acrylate. Neuere Entwicklungen suchen zumeist nach Monomeren mit reduzierter Polymerisationsschrumpfung, besseren mechanischen Eigenschaften und höheren Umsatzraten, geringerer Wasseraufnahme und Löslichkeit sowie einer herabgesetzten Anfälligkeit für die enzymatische Spaltung.

2.5. Polyalkensäuremodifizierte Komposite

Kompomere finden seit ihrer Markteinführung 1993 als Einkomponentenfüllungswerkstoff eine große Verbreitung und sollen positive Eigenschaften von Kompositen und Glasionomerzementen vereinen. Das Akronym Kompomer setzt sich aus den Begriffen Komposit und Glasionomer zusammen, dabei unterstreicht der wissenschaftliche Terminus für diese Materialgruppe, polyacrylsäuremodifizierte Komposite, die Tatsache, dass Kompomere zu einem überwiegenden Anteil aus lighthärtenden Kompositbestandteilen bestehen und grundsätzlich als modifizierte Kompositmaterialien anzusehen sind (McLean et al., 1994). Dafür spricht auch die Tatsache, dass Kompomere durch radikalische Auto- bzw. Photopolymerisation aushärten, wobei die Säure-Base-Reaktion als fraglich eingestuft wird (Kakaboura et al., 1995). Die relativ hydrophile Matrix der Kompomere beinhaltet neben verschiedenen polymerisierbaren Verbindungen aus der Komposittechnologie, wie UDMA, UEDMA, TEG-DMA, auch Monomere mit einer doppelten chemischen Funktionalität. Als reaktionsfähige Anteile besitzen diese Monomere (z.B. cycloaliphatisches Dicarbonsäuredimethacrylat) sowohl Methacrylat-, als auch Carboxylgruppen, vernetzen aber vorwiegend, wie andere Methacrylate, durch radikalische Polymerisation. Kompomere enthalten kein Wasser, deshalb können die zementbildenden Kationen (Aluminium und Kalzium) nicht gelöst werden und initial keine Reaktion mit den Carbonsäuren eingehen. Es wird postuliert, dass es erst nach der Aufnahme von Wasser aus dem Speichel, über eine Säure-Basen-Reaktion zu einer glasionomerzementtypischen Abbindereaktion mit den Metallionen zur Salzbildung kommt (Peutzfeld, 1996; Haller et al., 1997; Attin und Buchalla, 1998; Nicholson und Alsarheed, 1998). Dies erklärt auch, dass die Säure-Basen-Reaktion auf die oberflächlichen Schichten von Kompomerprüfkörpern begrenzt bleibt und diese nicht komplett durchdringt (Kakaboura et al., 1995). Die Füllstoffe der auf dem Markt befindlichen Kompomere stammen aus der Glasionomerzement- und der Komposittechnologie. Ihr Anteil liegt bei ca. 72-80 Gew.%. Fluorosilikatgläser aus der Glasionomerzementtechnologie liegen meistens in silanisierter Form vor. Des Weiteren finden sich neben diesen Gläsern auch disperse Siliziumdioxid-Partikel und fluoridhaltige Füllkörper wie Ytterbiumfluorid, Yttriumtrifluorid und Strontiumfluorid aus der Komposittechnologie. Die Röntgenopazität der Kompomere wird durch die verwendeten Füllstoffe, deren Partikelgröße zwischen 0,1 und 10 µm variieren, sichergestellt (Attin und Buchalla, 1998). Darüber hinaus enthalten Kompomere je nach Produkt unterschiedliche Pigmente, Initiatoren und Stabilisatoren. Kompomere unterliegen, ähnlich wie die Komposite während der Polymerisationsreaktion einer

Schrumpfung, die innerhalb der ersten fünf Minuten bis zu ca. 2,6 Vol.% beträgt und teilweise durch eine hygroskopische Expansion von bis zu ca. 1,5 Vol.% nach dem Zutritt von Feuchtigkeit kompensiert wird (Attin et al., 1995; Frankenberger et al., 1996; Soltesz, 1998). Diese Wasseraufnahme ist auch Folge der sekundären glasionomertypischen Säure- Basen-Reaktion (Kanchanasita et al., 1997; Nicholson und Alsarheed, 1998), die zwar einerseits die polymerisationsbedingte Kontraktion ausgleichen soll, aber andererseits eine zusätzliche Belastung des Dentin- Kompomer- Verbundes zur Folge hat. Zu allen auf dem Markt erhältlichen Kompomermaterialien werden lighthärtende Adhäsive angeboten, die den Verbund dieser Materialien zum Dentin verbessern sollen, da Kompomere ohne Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen aufgrund der erst später einsetzenden Säure-Basen-Reaktion keine ausreichende Haftung aufweisen (Reinhardt, 1995; Peutzfeld, 1996). Blunck (1996) zeigte dass sich diese Adhäsive in ihrer Zusammensetzung und in ihren Verbundmechanismen nicht grundlegend von den Adhäsivsystemen der Komposite unterscheiden. Einige Hersteller verweisen sogar auf ihre aus der Kompositentechnologie stammenden Produkte. Entsprechend ihrer chemischen Verwandtschaft zu den Kompositen verbessert die Schmelz- Ätz- Technik die Haftung am Zahnschmelz signifikant (Cortes et al., 1993; Buchalla et al., 1997; Frankenberger et al., 1997; Haller et al., 1997).

3. Material und Methode

3.1. Material

3.1.1. Dentinproben

Für die Versuchsreihen wurden 75 frisch extrahierte, menschliche, retinierte Weisheitszähne verwendet, die noch nicht in die Mundhöhle durchgebrochen waren. Das Wurzelwachstum aller verwendeten Zähne war zum Zeitpunkt der operativen Entfernung abgeschlossen. Die Versuchszähne wurden vor und nach der Herstellung der Dentinproben bis zur Versuchsdurchführung für maximal 7 Tage in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

3.1.2. Dentinhaftvermittlersysteme

Die Versuchsreihen werden mit drei Dentinhaftvermittlersystemen durchgeführt:

Xeno III®	ein Zweikomponenten einphasiges selbstätzendes Bonding, der Firma Dentsply Detrey, Konstanz, D
Syntac®	ein 2-Komponenten, 2-Phasen-Haftvermittler der Firma Vivadent GmbH, Ellwangen, D
und Excite®	ein einphasiges Adhäsivsystem der Fa. Vivadent GmbH, Ellwangen, D

Beim Haftvermittlersystem Excite® bedarf es der vorherigen Konditionierung, was in der vorliegenden Studie durch 37 %ige Phosphorsäure (Total Etch) der Firma Ivoclar Vivadent GmbH,(Ellwangen, D) erreicht wurde. Für Syntac® ist eine vorherige Konditionierung des Dentins laut Herstellerangaben nur fakultativ durchzuführen. In dieser Studie wurde darauf verzichtet, um die Wirkung der im Primer enthaltenen Maleinsäure nicht zu verändern.

Zusammensetzung laut Herstellerangaben

Xeno III® (Dentsply Detrey, Konstanz, D)

Flüssigkeit A

2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)

Purified water

Ethanol

2,6-di-tert-butyl-p-cresol (BHT)

Aerosil R-947

Flüssigkeit B

Tetra- Methacryl- Ethyl- Pyrophosphat (Pyro EMA-SK)

Penta- Methylacryl- Oxyethyl-Cyclophosphat-Monofluorid (PEM-F)

1,6 Dimethacryl-Ethyl-Oxycarbonyl Amino-Trimethyl-Hexan (UDMA)

2,6 Di-tert-butyl-p-Cresol (BHT)

2,3 Camphercinon

P-Dimethylaminethylbenzoat (EPD)

Syntac® (Vivadent GmbH, Ellwangen, D)

Primer:

Tetraethylenglycolmethacrylat

Maleinsäure

Dimethylketon

Wasser

Adhäsiv:

Polyethylenglycoldimethacrylat

Maleinsäure

Glutaraldehyd

Wasser

Excite® (Vivadent GmbH, Ellwangen, D)

Hydroxyethylmethacrylat

bis- GMA

Phosphorsäureacrylat

Dimethacrylat 73,6 Gew%

Ethanol 25,0 Gew%

Hochdisperses Siliciumdioxid 0,5 Gew%

Katalysatoren, Stabilisatoren 0,9 Gew%

3.1.3. Komposite

Tetric®ceram

Tetric®ceram ist ein lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposit der Firma Vivadent (Ellwangen, D).

Zusammensetzung:

bis- GMA	8,3 Gew%
Urethandimethacrylat	7,6 Gew%
Trimethylenglycoldimethacrylat	4,3 Gew%
Bariumglasfüller, silanisiert	50,6 Gew%
Ytterbiumtrifluorid	17,0 Gew%
Mischoxid, silanisiert	5,0 Gew%
Ba-Al-Fluorsilikatglas	5,0 Gew%
Hochdisperses Siliziumoxid	1,0 Gew%
Additive	0,9 Gew%
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,3 Gew%
Pigmente	<0,1 Gew%

Esthet X™ (Dentsply Detrey, Konstanz, D)

Dieses Komposit ist ein lichthärtendes Mikro Matrix Füllungsmaterial. Es soll die Polierbarkeit eines mikrogefüllten Komposit mit den physikalischen Eigenschaften eines Hybridkomposit vereinen.

Bestandteile:

bis- GMA- Addukt (Addukt aus 2,2-Bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxy-propoxy)-phenyl]propan mit Hexamethylendiisocyanat)

bis-EMA (2,2-Bis[4-(2-methacryloyloxyethoxy)-phenyl]propan)

TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat)

Lichtinitiatoren

Stabilisatoren

Bariumfluoroaluminiumborosilikat (mittlere Partikelgröße < 1µm)

Hochdisperses Siliziumdioxid (Partikelgröße 0.04 µm)

Der Gesamtanteil anorganischer Füller beträgt 60 Volumenprozent, was in etwa 77 Gewichtsprozent entspricht.

K-0112 Post X.press (Dentsply Detrey, Konstanz, D)

Bestandteile:

Urethandimetacrylat (UDMA)

Triethyenglycol-Dimetacrylat (TEGDMA)

Di- und Trimethacrylate

Carbonsäuremodifizierte Dimetacrylate

Butylierte Hydroxytoluene

UV- Stabilisatoren

Camperchinone

Ethyl-Dimethylaminbenzoate

Strontiumfluorsilikat-Glas

Der Füllstoffanteil beträgt bei K-0112 Post X.press 85,5 Gew%.

K- 0134 Dyract®X.press (Dentsply Detrey, Konstanz, D)

Bestandteile:

Urethandimetacrylat (UDMA)

Tetracarbonsäure-Hydroxyethylmethacrylat-Ester (TCB- Harz)

Alkanoylpolymethacrylat

Strontiumfluorsilikat-Glas

Strontiumfluorid

Photoinitiatoren

Butylhydroxytoluol

Eisenoxid- und Titanoxidpigmente

3.2. Methoden

3.2.1. Herstellung der Dentinscheiben

Die Dentinproben wurden nach der von Schaller und Mitarbeitern (1994) beschriebenen Methode präpariert, die eine Perfusion durch das Dentin während der gesamten Versuchsdauer ermöglicht. Zunächst wurden die Wurzeln der 75 Zähne 1mm koronal der Furkation abgetrennt. Nach Entfernung der Kronenpulpa wurden die Proben von okklusal soweit reduziert, bis sich ein einheitlicher Abstand von $1,2 \pm 0,2$ mm von den Pulpahörnern zur koronalen Oberfläche ergab. Anschließend wurde die apikale Fläche soweit reduziert, dass sich eine einheitliche Probenstärke von $3,5 \pm 0,2$ mm ergab. Für die Präparationen wurden Diamantwalzen (Gebr. Brasseler GmbH, Lemgo, D) der Körnung 70 μ m verwendet,

für das Finieren der bearbeiteten Flächen wurden formkongruente Diamantwalzen der Körnung 30 µm der gleichen Firma verwendet.

3.2.2. Herstellung der Zugproben

Zur Probenherstellung sowie bei den Abzugsversuchen wurde die von Schaller und Mitarbeitern (1991) entwickelte Versuchsanordnung zur Ermittlung von Haftkräften von Dentinhaftvermittlern an menschlichem Dentin genutzt. Diese besteht aus einem Hohlzylinder, der nach unten geschlossen ist und im unteren Drittel einen Zulauf für die Flüssigkeit hat, die zur Simulation der Dentinpermeabilität benötigt wird. Am oberen Ende der Apparatur befinden sich eine Öffnung und ein Außengewinde. Hier wird die formkongruente Überwurfmutter aufgeschraubt, die eine Fixation der Dentinproben ermöglicht und gleichzeitig durch eine obere Bohrung von 7mm Durchmesser eine definierte Fläche der Dentinprobe freilässt. Abgedichtet werden die Dentinproben durch eine 3mm starke Gummidichtung. In die obere Öffnung der aufgeschraubten Überwurfmutter wurde eine konische Metallhülse eingebracht, die eine definierte kreisrunde Fläche der Dentinprobe von 4mm Durchmesser freilässt und der Applikation des Komposit dient. Seitlich der Metallhülse befindet sich jeweils eine Schraube, an die die Ketten für den Abzugsversuch eingehängt werden. Die Perfusion wird durch das Einrichten des Systems an eine 30cm Wassersäule (physiologische Kochsalzlösung) simuliert.

3.2.3. Verarbeitung des Dentinhaftvermittlers

Beim Adhäsivsystem Excite® wird die Dentinoberfläche zuerst für 15 Sekunden mit 37%iger Phosphorsäure (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D) angeätzt und danach mindestens für 15 Sekunden mit Wasserspray abgespült. Danach wird die Dentinoberfläche dezent mit ölfreier Druckluft getrocknet.

Xeno®III

1. je einen Tropfen der Flüssigkeit A und B in ein Dappenglas geben
2. Flüssigkeiten A und B mit dem Applikatortip vermischen
3. Xeno III auftragen, alle Kavitätenflächen gründlich benetzen
4. 20 Sekunden einwirken lassen, Adhäsiv mit einem sanften Luftstoß mindestens 2 Sekunden gleichmäßig ausbreiten, bis es nicht mehr weiterfließt. (Wichtig: Ausdünnung der Adhäsivschicht durch übermäßiges Blasen vermeiden)
5. 10 Sekunden Lichthärten

Excite®

1. mit Applikatortip auftragen
2. 10 Sekunden gleichmäßig auf alle Kavitätenflächen auftragen
3. Überschuss mit Luft verblasen
4. 20 Sekunden Lichtpolymerisation

Syntac®

1. Syntac® Primer auftragen, 15 s einwirken lassen
2. Überschüsse mit ölfreier Luft verblasen
3. Syntac® Adhäsive auftragen und für 10 s einwirken lassen
4. Überschüsse mit ölfreier Luft verblasen
5. Heliobond auftragen und verblasen
6. Lichtpolymerisation für 10 s

3.2.4. Verarbeitung der Füllungsmaterialien

Die verwendeten Füllungsmaterialien hatten ausschließlich eine hohe Viskosität. Es wurde von den zugelassenen Füllungsmaterialien ausschließlich die Farbe A2 verwendet. Die Materialien wurden direkt in die vorgesehene Metallhülse appliziert. Nach dem Stopfen mit dem Elefantenfußstopfer (PLGLF 1, Hu Friedy, USA) erfolgte für 40 Sekunden die Lichthärtung.

3.2.5. Versuchsgruppeneinteilung

Aus der Anzahl der Materialien und der vorgegebenen Zielstellung der Untersuchung ergab sich nachfolgende Versuchsgruppeneinteilung.

Nr.	Füllungsmaterial	Dentinhaftvermittler	Abkürzung	Anzahl
1	Tetric®ceram	Excite®	ET	15
2	Tetric®ceram	Syntac®	ST	15
3	Esthet.X™	Xeno®III	XE	15
4	PostX.press(K-0112)	Xeno®III	X-k0112	15
5	Dyract®X.press (K-0134)	Xeno®III	X-k0134	15

Abbildung 1 Versuchsgruppeneinteilung

3.2.6. Quantitative Analyse

Für die Zugfestigkeitsversuche wurde die PC- gestützte Zwick Universalprüfmaschine Typ Z 005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) unter Verwendung der Software „texpert 7.0“ eingesetzt. Dieses Programm stellt zum einen die Ergebnisse automatisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm graphisch dar, zum anderen erfolgt eine sofortige Auswertung der Versuche mit der Berechnung des Mittelwertes, der Standardabweichung sowie des Variationskoeffizienten.

Folgende Parameter wurden als Standard festgelegt.

Geschwindigkeit Zyklus	1 mm/min
Anzahl Zyklen	1
Oberer Umkehrpunkt	400 N
Vorkraft	gleich Null

Mit den Zugfestigkeitsversuchen wurde 15 Minuten nach Beendigung der Polymerisation begonnen. Die Apparatur mit der Dentinprobe wurde in ein Gewinde in der Mitte der unteren Traverse der Maschine eingebracht. An der oberen Lauftraverse wurde eine Zugkette in einen

Haken in der Mitte eingehängt. Mit der Handsteuerung wurde diese dann in Position (Vorkraft gleich Null) gebracht. Dadurch war eine kraftschlüssige Verbindung zwischen der Flüssigkeitskammer mit der Dentinprobe und der Universalprüfmaschine hergestellt. Es konnte am Rechner das Versuchsprogramm gestartet und nach Ablauf des Testzyklus das Ergebnis gespeichert werden.

3.2.7. Qualitative Analyse

Die qualitative Analyse erfolgte am Rasterelektronenmikroskop (Tesla BS 301, Fa. Tesla, CZ). Von jeder Versuchsgruppe wurden alle gezogenen Proben zur Analyse herangezogen. Zur Beurteilung des Penetrationsvermögens der verwendeten Dentinhaftvermittler wurden nicht auf Zug belastete Proben verwendet. Probenkörper die nicht auf Zug belastet wurden kamen für 48 Stunden in ein Tauchbad mit 50%iger Salpetersäure wobei das Dentin aufgelöst wurde. Anschließend wurden die Proben mit reichlich destilliertem Wasser gespült und getrocknet.

Alle Proben wurden auf einem Präperateträger fixiert.

Die Prüfkörper wurden mit einer 30nm starken Goldschicht unter Vakuum besputtert. Dies erfolgte mit dem Sputtergerät SCD 050 (Fa. Balzer, Lichtenstein/ FL).

Die Betrachtung und Aufnahmen der Proben am Rasterelektronenmikroskop erfolgten in verschiedenen Vergrößerungen. Zur Übersicht reichte eine 25 bis 100fache Vergrößerung, zur Beurteilung von Details war eine 500 bis 1000fache Vergrößerung notwendig.

3.2.8. Statistik

Die für die einzelnen Versuchsgruppen erhaltenen Datenmengen wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 10.0 ausgewertet. Der Vergleich der einzelnen Gruppen untereinander erfolgte durch eine Varianzanalyse nach Einfachklassifikation (ANOVA). Für den paarweisen Vergleich der einzelnen Versuchsgruppen wurden der Tukey's Studentized Range Test und der Bonferoni Holm Test zur Darstellung signifikanter Unterschiede herangezogen.

4. Ergebnisse

4.1. Quantitative Untersuchung

Bei allen fünf Versuchsgruppen konnten Haftkräfte am Dentin gemessen und somit eine Dentinhaftung nachgewiesen werden.

Der höchste Mittelwert konnte für die Materialkombination Dentinhaftvermittler Xeno®III mit dem Versuchskomposit Post X.press(k-0112) gemessen werden, der niedrigste Mittelwert wurde für die Materialkombination Dentinhaftvermittler Xeno®III mit dem Versuchskomponer- Füllungsmaterial Dyract®X.press (K-0134) ermittelt. Die Abbildung 2 zeigt eine Übersicht aller Versuchsgruppen und stellt gleichzeitig die entsprechende Standardabweichung, den Medianwert sowie Minimum und Maximum dar.

Abkürzung	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
ET	4,64	0,94	4,62	3,35	6,71
ST	3,81	0,66	3,83	2,37	4,94
XE	6,90	1,29	6,76	5,61	9,27
X-k0112	7,48	1,53	7,41	5,78	10,53
X-k0134	2,11	0,49	2,04	1,42	2,86

Abb. 2 Übersicht der erhaltenen Messwerte

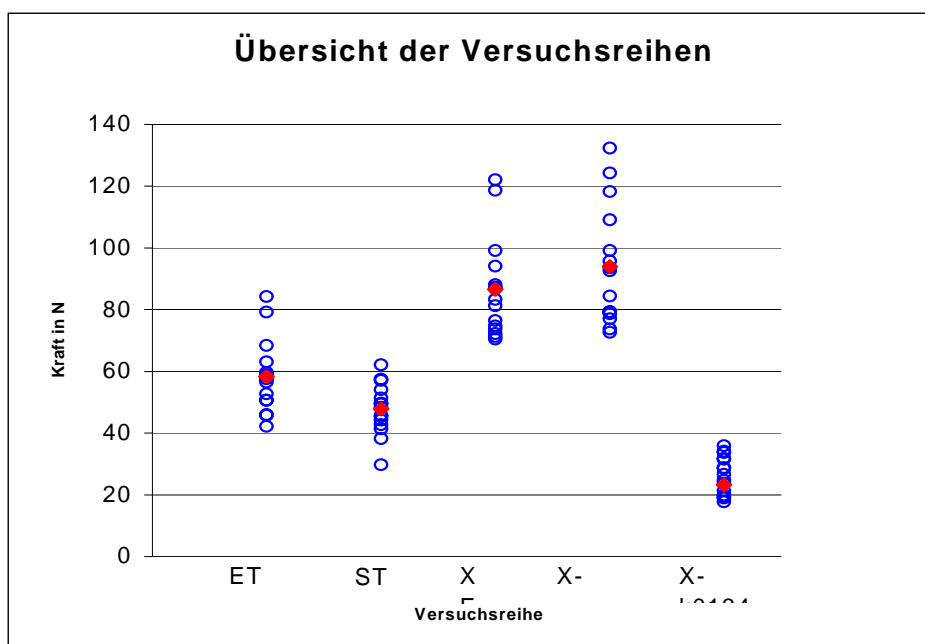


Abb. 3 graphische Darstellung der gemessenen Abzugskräfte, rot kennzeichnet den Mittelwert

In der Versuchsgruppe Excite® / Tetric®ceram wurde ein Mittelwert von 4,64 MPa ermittelt bei einer Standardabweichung von 0,94. Das Minimum lag bei 3,35 MPa, das Maximum bei 6,71 MPa.

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft(N)	45,8	58,84	68,43	56,61	84,27	79,27	63,14	42,15
Kraft/ Fläche MPa	3,64	4,68	5,45	4,5	6,71	6,31	5,02	3,35
Probennummer	9	10	11	12	13	14	15	
Kraft(N)	46,1	50,73	52,78	57,68	58,6	59,66	50,62	
Kraft/ Fläche Mpa	3,67	4,04	4,2	4,59	4,66	4,75	4,03	

Abb. 4 Messwerte Versuchsgruppe Excite® / Tetric®ceram

Bei der zweiten Referenzgruppe Syntac® / Tetric®ceram wurde ein Mittelwert von 3,81 MPa ermittelt bei einer Standardabweichung von 0,66. Das Minimum lag bei 2,37 MPa, das Maximum bei 4,94 MPa.

Probennummern	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft (N)	49,4	45,36	57,56	49,68	48,4	38,31	42,69	54,05
Kraft / Fläche MPa	3,93	3,61	4,58	3,95	3,85	3,05	3,4	4,3
Probennummern	9	10	11	12	13	14	15	
Kraft (N)	62,1	29,8	57,09	41,43	44,19	51,42	45,78	
Kraft / Fläche MPa	4,94	2,37	4,54	3,3	3,52	4,09	3,64	

Abb. 5 Messwerte Syntac® / Tetric®ceram

In der Versuchsgruppe Xeno®III / EsthetX™ lag der Mittelwert bei 6,90 MPa bei einer Standardabweichung von 1,29. Das Minimum lag bei 5,61 MPa, das Maximum bei 9,72 MPa.

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft (N)	73,8	86,82	99,2	122,1	70,48	94,1	72,25	118,7
Kraft / Fläche MPa	5,87	6,91	7,89	9,72	5,61	7,49	5,75	9,45
Probennummer	9	10	11	12	13	14	15	
Kraft (N)	88,1	81,33	74,68	83,33	76,45	87,31	71,23	
Kraft / Fläche MPa	7,01	6,47	5,94	6,63	6,08	6,95	5,67	

Abb. 6 Messwerte Xeno®III / EsthetX™

Bei der Gruppe Xeno®III / PostX.press(K-0112) wurde ein Mittelwert von 7,48 MPa ermittelt einer Standardabweichung von 1,53. Das Minimum lag bei 5,78 MPa, das Maximum bei 10,53 MPa.

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft (N)	118	73,77	132,4	124,3	76,99	79,23	93,62	92,62
Kraft / Fläche MPa	9,42	5,87	10,53	9,89	6,13	6,3	7,45	7,37
Probennummer	9	10	11	12	13	14	15	
Kraft (N)	72,6	84,36	99,2	78,61	109,1	79,34	95,7	
Kraft / Fläche MPa	5,78	6,71	7,89	6,26	8,68	6,31	7,62	

Abb. 7 Messwerte Xeno®III / PostX.press(K-0112)

In der Versuchsgruppe Xeno®III / Dyract®X.press(K-0134)- wurde ein Mittelwert von 2,11 MPa ermittelt bei einer Standardabweichung von 0,49. Das Minimum lag bei 1,42 MPa, das Maximum bei 2,86 MPa.

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8
Kraft (N)	36,0	19,96	28,88	19,22	17,79	31,6	23,82	21,35
Kraft / Fläche MPa	2,86	1,59	2,3	1,53	1,42	2,51	1,9	1,7
Probennummer	9	10	11	12	13	14	15	
Kraft (N)	24,7	26,58	33,77	19,02	28,56	34,18	31,79	
Kraft / Fläche MPa	1,97	2,12	2,69	1,51	2,27	2,72	2,53	

Abb. 8 Messwerte Xeno®III / Dyract®X.press(K-0134)

Die Boxplotdarstellung in Abbildung 9 veranschaulicht die durch die Prüfung erhaltenen Messergebnisse.

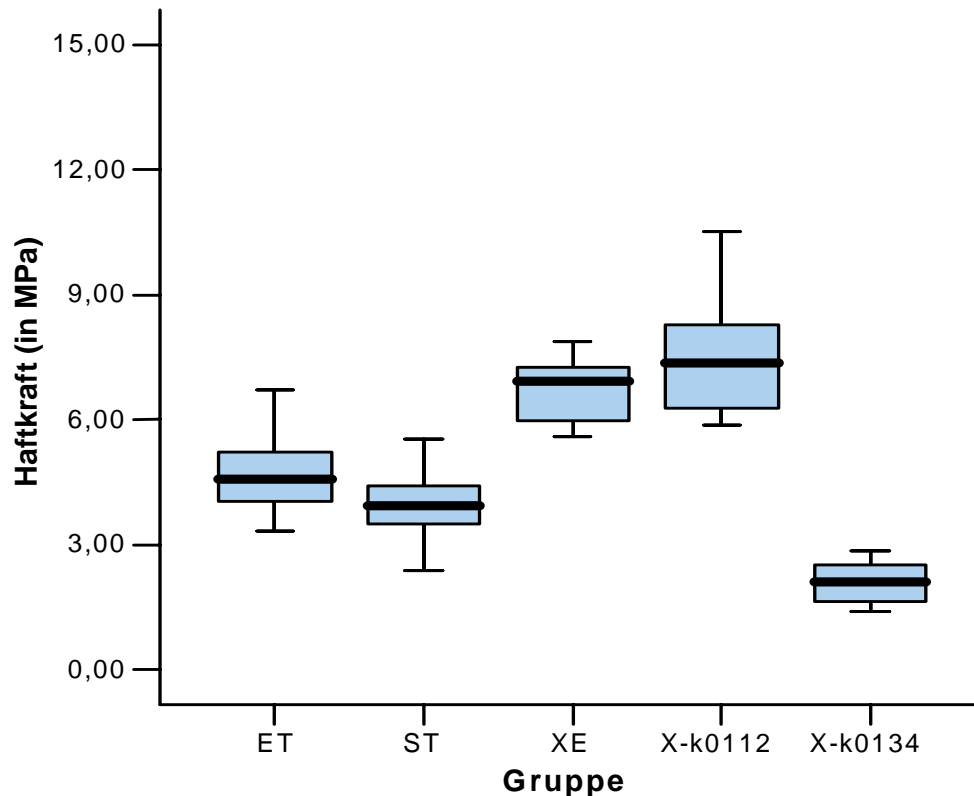


Abb. 9 Mittelwerte in MPa und Standardabweichung

Statistische Auswertung des Zugversuches

Die Varianzanalyse der Einfachklassifikation zeigte einen signifikanten Unterschied der gemessenen Haftkräfte zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ($p \leq 0,001$, ANOVA).

Im Vergleich der Gruppen untereinander unterscheiden sich die bei beiden Kontrollgruppen (Excite® / Tetric®ceram ET und Syntac® / Tetric®ceram ST) gemessenen Haftkräften nicht signifikant (Tukey's Studentized Range Test).

Die für die Gruppen Xeno®III / Esthet.X™ XE und Xeno®III / PostX.press(k-0112) gewonnenen Haftkräfte sind im Vergleich zu den Werten der Kontrollgruppe Excite® / Tetric®ceram signifikant höher. Die für die Gruppe Xeno®III / Dyract®X.press(k-0134) gemessenen Haftkräfte sind allerdings signifikant kleiner als die der Referenzgruppe (Tukey's Studentized Range Test).

Der Vergleich der Haftkräfte zur Referenzgruppe Syntac® / Tetric®ceram zeigt für die Gruppen Xeno®III / Esthet.X™ XE und Xeno®III / PostX.press(k-0112) signifikant höhere

Haftkräfte, für die Gruppe Xeno®III / Dyract®X.press(k-0134) sind die gemessenen Haftkräfte signifikant kleiner.

Gegenüber der Materialkombination Xeno®III / Dyract®X.press(k-0134) konnten im statistischen Vergleich alle anderen Gruppen signifikant höhere Haftkräfte erreichen.

Die ermittelten Ergebnisse wurden mit Hilfe der Bonferoni-Holm Korrektur überprüft und bestätigt.

4.2. Qualitative Untersuchung

Es erfolgte eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der einzelnen Zugproben in unterschiedlichen Vergrößerungen, damit eine Klassifizierung der Gruppen in einzelne Bruchmuster möglich wurde. Prinzipiell werden drei Arten von Brüchen unterschieden. Der adhäsive Bruch, bei dem sich die Frakturlinie zwischen zwei unterschiedlichen Materialien befindet, so beispielsweise zwischen Dentin und Hybridschicht, oder zwischen der Hybridschicht und dem Füllungswerkstoff. Der kohäsive Bruch, bei dem sich die Fraktur innerhalb eines Materials vollzieht, sowie dem gemischtem Bruch, einer Kombination aus adhäsiver und kohäsiver Bruchform. Des Weiteren wurde das Penetrationsvermögen der unterschiedlichen Dentinhaftvermittler an nicht auf Zug belasteten Proben untersucht.

4.2.1. Frakturanalyse

Bei allen untersuchten Proben wurden im Allgemeinen gemischte Brüche festgestellt. Die Gruppen Excite® / Tetric®ceram, Xeno®III / Esthet.X™ und Xeno®III / Post X.press(k-0112) haben tendenziell eher kohäsiven Bruchcharakter. In den Versuchsgruppen Syntac® / Tetric®ceram und Xeno®III / Dyract® X.press(k-0134) wurde eher eine Tendenz in Richtung adhäsive Bruchform festgestellt. Dieses Ergebnis steht in direkter Korrelation zu den Zugfestigkeitswerten der einzelnen Gruppen. So ist zu beobachten, dass in den Gruppen mit eher adhäsivem Bruchcharakter (ST und XD) geringere Zugfestigkeitswerte erreicht wurden. Die Gruppen mit höheren Haftkräften zeigten tendenziell kohäsive Brüche.

Excite® / Tetric®ceram

Bereits in der Übersichtsvergrößerung ist anhaftender Füllungswerkstoff auf der Prüfkörperoberfläche, neben einer relativ homogenen Oberfläche zu erkennen.

In der Detailvergrößerung zeigt sich die Hybridschicht, der größtenteils noch Reste vom Füllungswerkstoff anhaften. Die Bruchform dieser Gruppe trägt mehrheitlich kohäsiven Charakter.

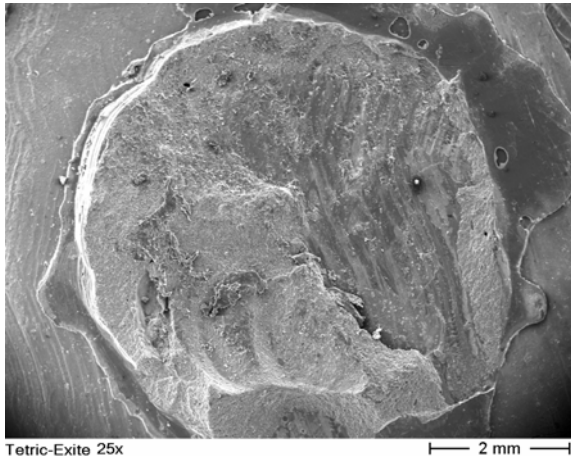


Abb.10

Übersichtsdarstellung 25-fache Vergrößerung, Kunststoff bedeckt noch zu mehr als die Hälfte der Dentinoberfläche

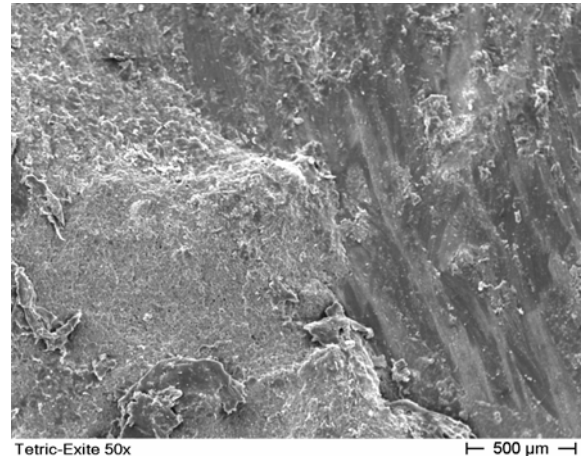


Abb.11

Vergrößerung 50-fach, Darstellung der Bruchkante des Füllungsmaterials

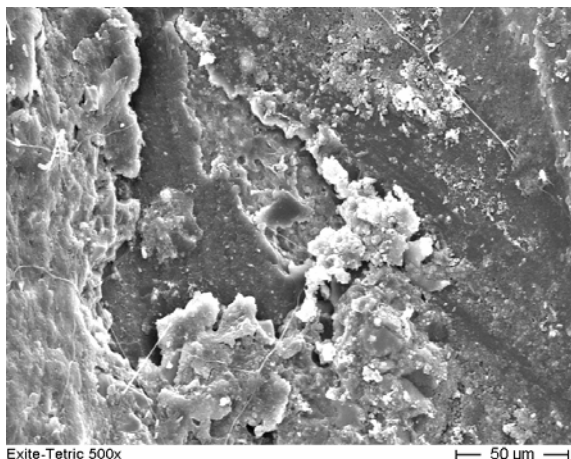


Abb.12

Vergrößerung 500-fach, die Hybridschicht ist nur teilweise beschädigt

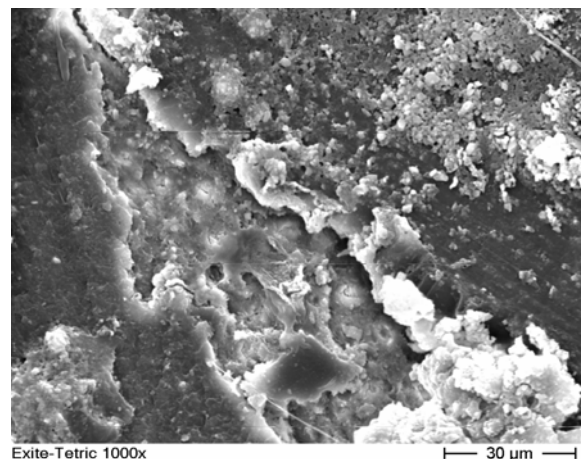


Abb.13

Detailvergrößerung 1000-fach, in den Dentinkanälen sind noch zu einem großen Teil Kunststoffzapfen inkorporiert

Syntac® / Tetric®ceram

Die Übersichtsvergrößerung lässt makroskopisch einen vollständigen Abriss des Füllungswerkstoffes vom Dentin erkennen. In der Detailvergrößerung sind zum großen Teil abgerissene Kunststofftags in den Kanälen des Dentins sichtbar. Der Hybridschicht haften teilweise noch Reste des Füllungswerkstoffes an. Die bei dieser Gruppe auftretende Bruchform ist gemischt, wobei eine Tendenz zur eher adhäsiven Bruchform vorliegt.

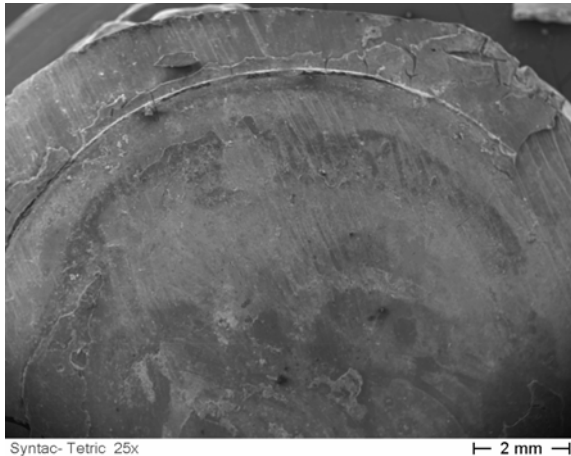


Abb.14
Vergrößerung 25-fach,
augenscheinlich vollständiger Abriss des
Füllungswerkstoffes von der
Dentinoberfläche

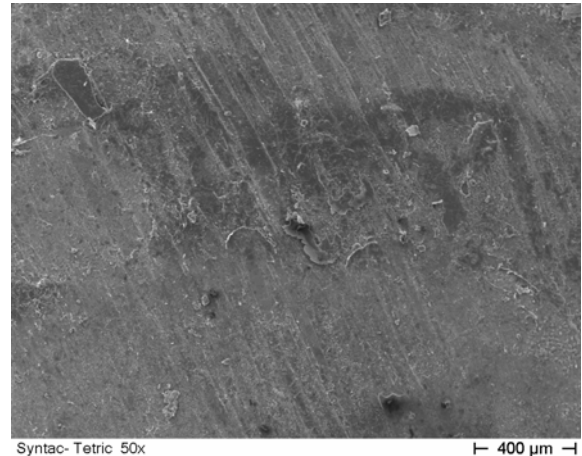


Abb.15
Vergrößerung 50-fach,
auf der Prüfkörperoberfläche sind anheftende
Kunststoffstrukturen erkennbar

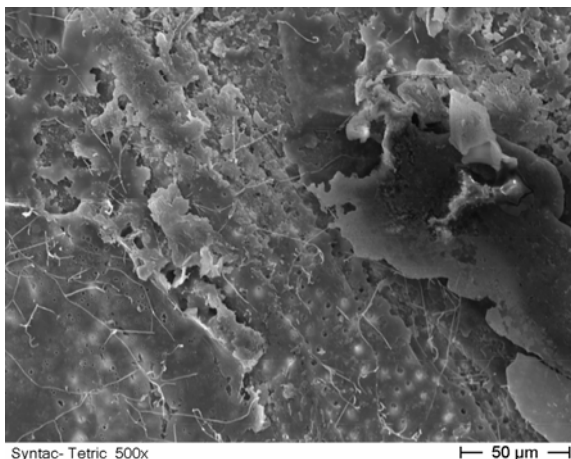


Abb.16
Vergrößerung 500-fach,
ausgerissene feine Kunststoffzapfen und leere
Dentinkanälchen

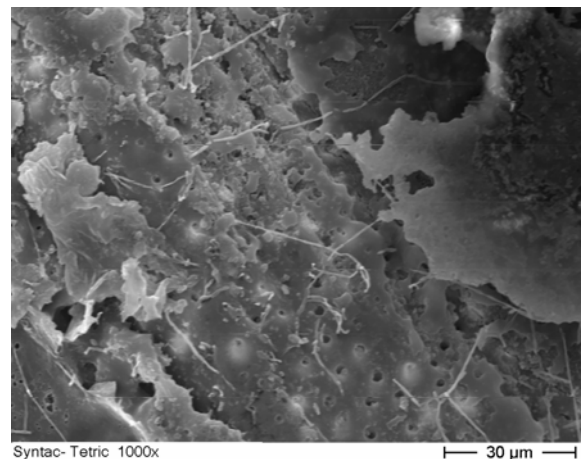


Abb.17
Vergrößerung 1000-fach,
Detaildarstellung der versehrten
Hybridschicht

Xeno®III / Esthet.X™

In der Übersichtsaufnahme der Zugprobe sind deutlich großflächig Reste von anhaftendem Füllungswerkstoff auf der Dentinoberfläche zu erkennen (Abb. 18). In den höheren Vergrößerungen wird die Hybridschicht mit den zum Teil ausgerissenen Kunststofftags sichtbar. Auf der Hybridschicht finden sich in festem Verbund zum Teil noch Anteile des Füllungswerkstoffes. Bei dieser Gruppe traten vorwiegend gemischte Brüche mit der Tendenz zur kohäsiven Bruchform auf.

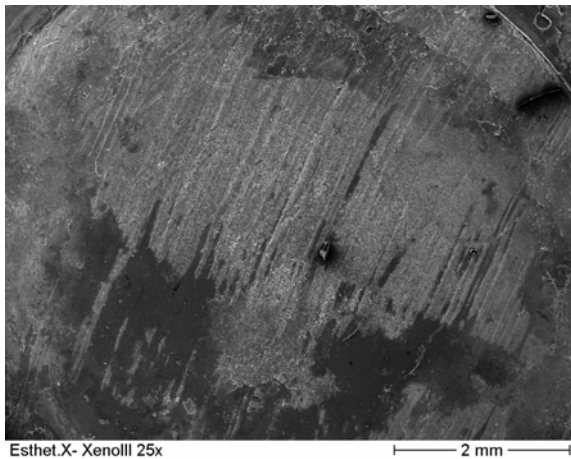


Abb.18

Übersicht 25-fache Vergrößerung, deutlich erkennbar ist das der Oberfläche anhaftende Füllungsmaterial

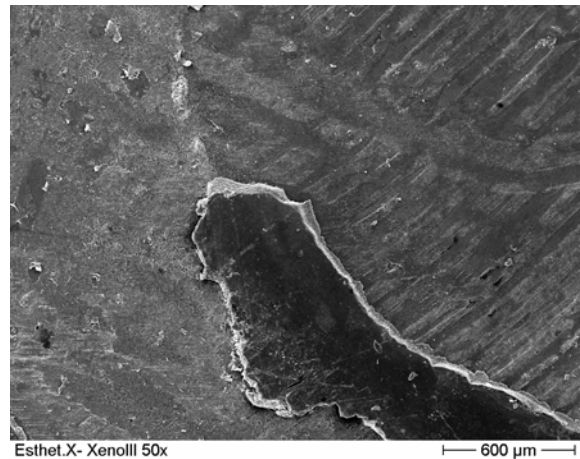


Abb.19

50-fache Vergrößerung, es wechseln sich versehrte und unversehrte Bereiche ab

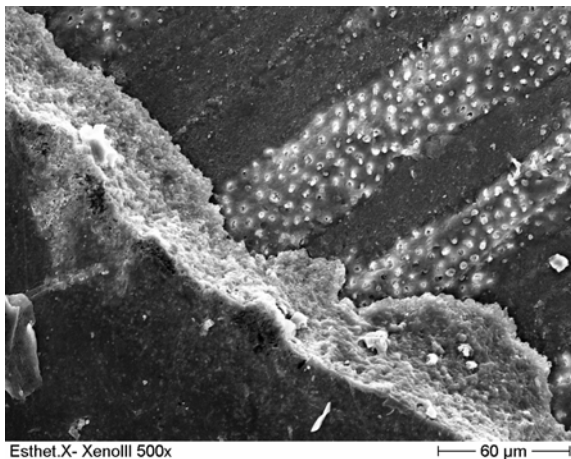


Abb.20

500-fache Vergrößerung, die Hybridschicht ist an erhöhten Stellen der Oberfläche abgerissen

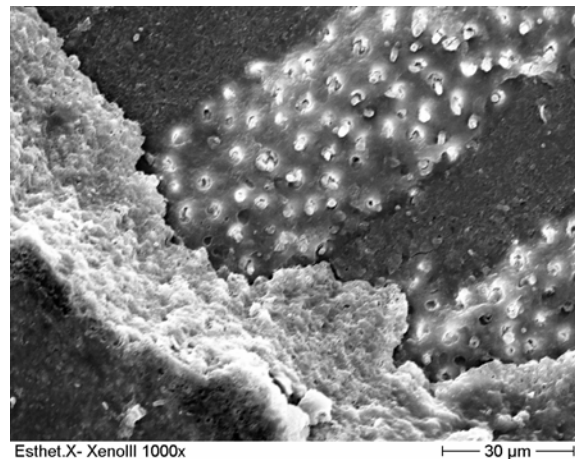


Abb.21

Detailvergrößerung 1000-fach, auf der freien Dentinoberfläche sind ausgerissene Kunststoffzapfen zu erkennen

Xeno®III / Post X.press (k-0112)

Die Übersichtsaufnahme weist bereits auf eine gemischte Bruchform hin. Es sind Anteile von Füllungsmaterial neben einer relativ homogenen Oberfläche zu erkennen. In der Vergrößerung ist eine versehrte Hybridschicht mit verschlossenen und offenen Dentinkanälen zu erkennen. Die Detaildarstellung zeigt deutlich einen Bereich freigelegter Dentinoberfläche. Bei dieser Gruppe handelt es sich um eine gemischte Bruchform mit kohäsiver Tendenz.

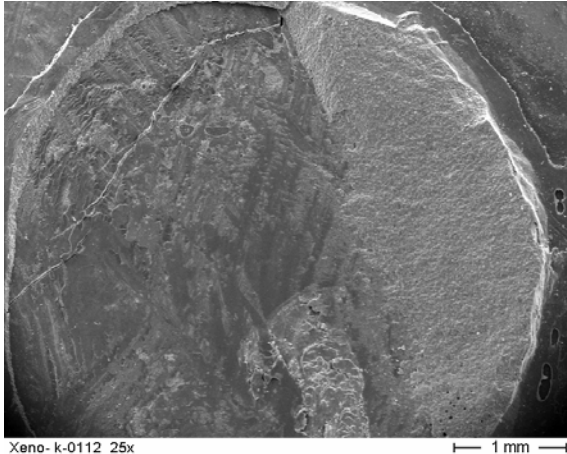


Abb.23

Übersicht 25-fache Vergrößerung, es sind deutlich noch Anteile von Füllungswerkstoff zu erkennen



Abb.24

Vergrößerung 50-fach, Darstellung der Bruchkante

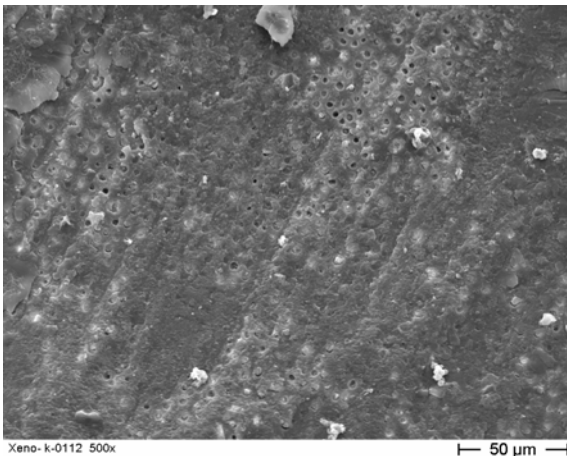


Abb.25

Vergrößerung 500-fach, neben der Bruchstelle des Füllungsmaterials ist eine teilweise versehrte Hybridschicht zu erkennen

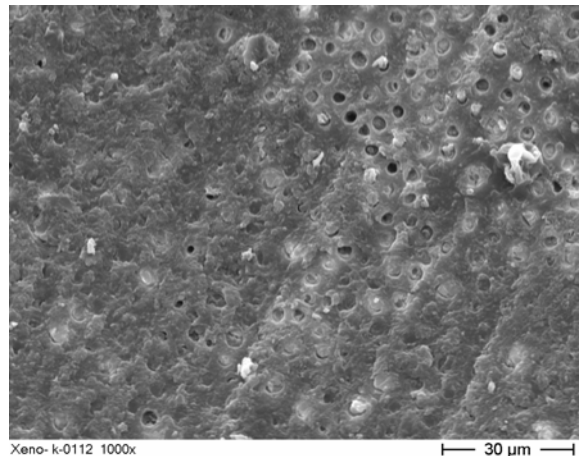


Abb.26

Vergrößerung 1000-fach, eine kleine Anzahl von offen gelegten Dentinkanälen, die Mehrzahl der Kanäle ist verschlossen

Xeno®III / Dyract®X.press (k-0134)

In der Übersicht sind partiell anhaftende Reste des Füllungswerkstoffes erkennbar. Bei 500facher Vergrößerung wechseln sich Bereiche mit anhaftenden Füllungswerkstoff und Bereiche mit intakter Hybridschicht ab. Die Detailvergrößerung zeigt eine fast intakte Hybridschicht. Die Ergebnisse der rasterelektronischen Auswertung dieser Gruppe lassen eine gemischte Bruchform mit Tendenz zur adhäsiven Bruchform erkennen.



Abb.27

Übersicht 25-fache Vergrößerung,
der Dentinoberfläche haften noch vereinzelt
Füllungsrückstände an

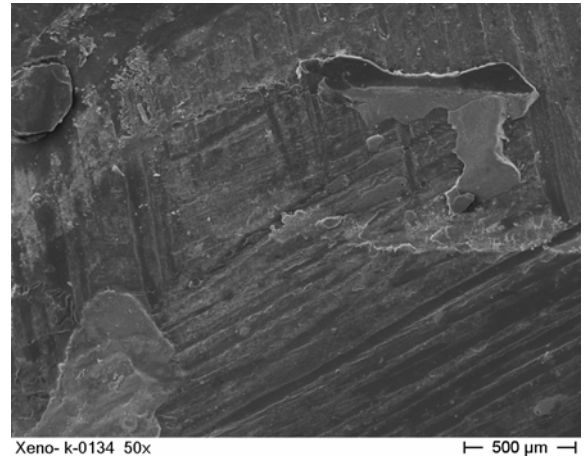


Abb.28

Vergrößerung 50-fach,
relativ große Flächen sind frei von Kunststoff

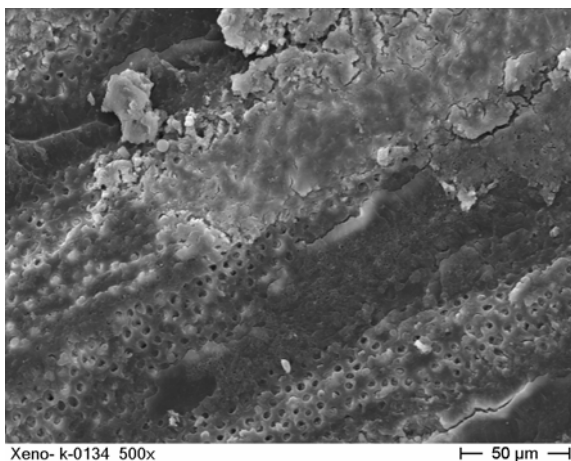


Abb.29

Vergrößerung 500-fach,
die Hybridschicht ist teilweise abgerissen

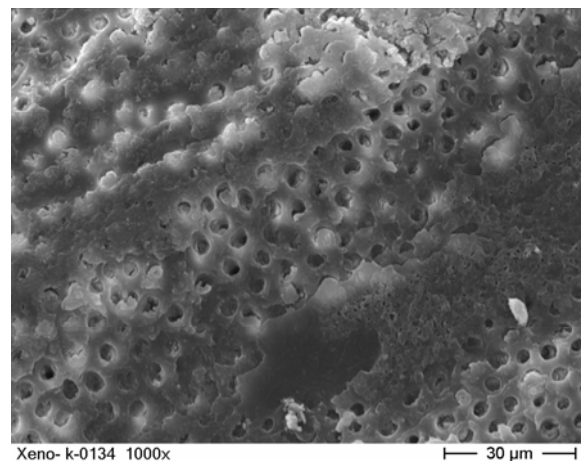


Abb.30

Vergrößerung 1000-fach,
sehr gut zu erkennen eröffnete leere
Dentintubuli

4.2.2. Penetrationsvermögen

Bei allen verwendeten Dentinhaftvermittlern konnte eine Penetration in die Dentinkanälchen der Prüfkörper nachgewiesen werden. Die dabei entstandenen Kunststoffzapfen unterscheiden sich in ihrer Ausprägung hinsichtlich ihrer Länge, Form und der Ausbildung von Anastomosen. Je nach verwendetem Dentinhaftvermittler erreichten die Kunststoffzapfen eine Länge von 20-70 μm . Ihre Konfiguration reichte von kurzen abgeflachten Zapfen bis zu wurzelähnlichen Gebilden mit stark ausgeprägter Bildung von Anastomosen.

Syntac®

(hierzu Abb. 31 bis 33)

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung des Penetrationsvermögens von Syntac® zeigte in der Übersicht Bereiche mit stärkerer und schwächerer Ausbildung von Kunststoffzapfen. Diese erreichen eine Länge von ca. 20-30 μm . Eine Ausprägung von Anastomosen liegt nicht vor, was auf die relativ schwach konzentrierte Maleinsäure zurückzuführen sein könnte.



Abb.31

Die Übersichtsaufnahme in 100-facher Vergrößerung zeigt ein unterschiedlich groß ausgeprägtes Zapfenmuster.

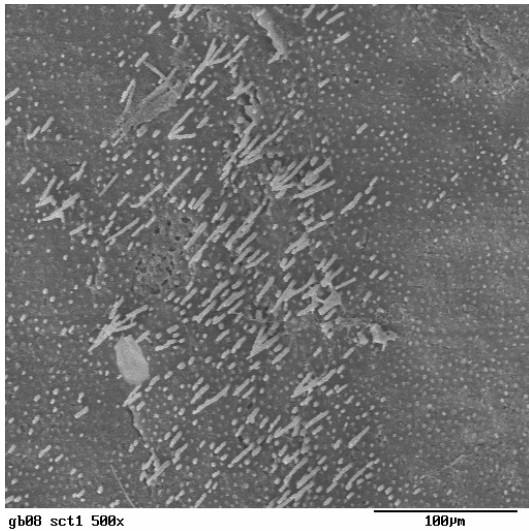


Abb.32

Vergrößerung 500-fach

Es sind große Bereiche auf der Kunststoffoberfläche zu erkennen, in denen es nicht zur Ausbildung von Kunststoffzapfen gekommen ist

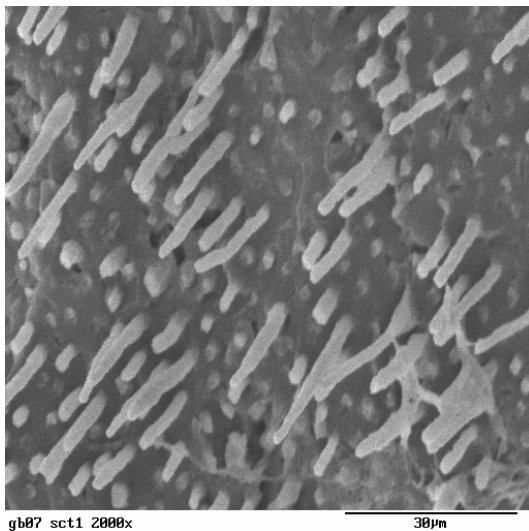


Abb.33

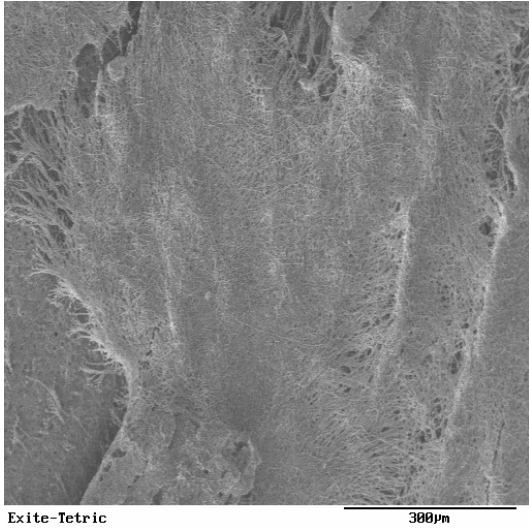
Vergrößerung 2000-fach

Die Konfiguration der Kunststoffzapfen ist gedrungen und ohne erkennbare Ausbildung von Anastomosen

Excite®

(hierzu Abb. 34 bis 36)

Der Haftvermittler Excite® erbrachte in der Übersicht eine flächig sehr homogene Ausbildung von Kunststoffzapfen. In der Detailvergrößerung lässt sich vor allem im Basisbereich der Tags, die eine Länge von ca. 50-60 μm erreichen, die Ausbildung von Anastomosen erkennen.



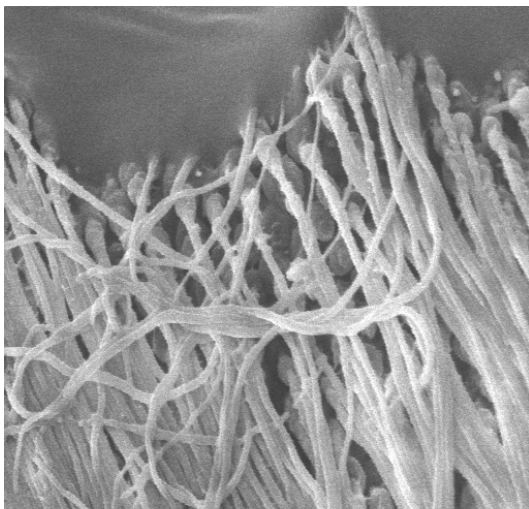
Exite-Tetric

300µm

Abb.34

Übersicht Vergrößerung 200-fach

Die Aufnahme zeigt ein sehr homogenes
Muster and der Kunststoffunterseite.



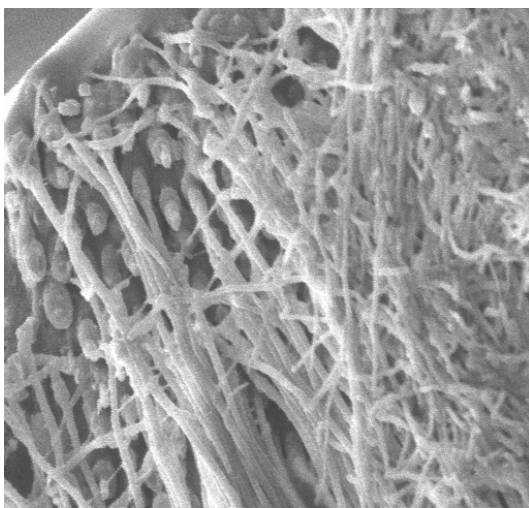
Exite-Tetric

30µm

Abb.35

Vergrößerung 1000-fach

Die Kunststoffzapfen erreichen eine Länge
von 50-60µm.



Exite-Tetric

30µm

Abb.36

Vergrößerung 1000-fach

Basal ist eine Ausprägung von Anastomosen
erkennlich.

Xeno®III

(hierzu Abb. 37 bis 39)

Ähnliche Ergebnisse zeigte das selbstkonditionierende Dentinhaftvermittlersystem Xeno®III. In der Übersicht ist eine flächig gleichmäßige Ausbildung von Kunststoffzapfen zu erkennen. Die Tags erreichen hier eine Länge von 60-70µm bei einer starken Ausprägung von Anastomosen zwischen den Kunststoffzapfen.

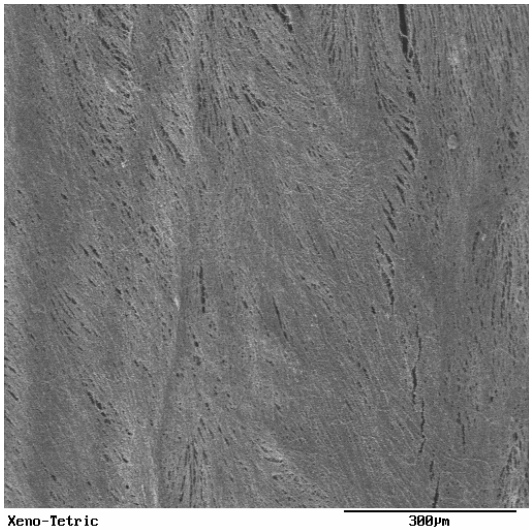


Abb.37

Vergrößerung 200-fach

Die Kunststoffunterseite zeigt eine sehr gleichmäßige und homogene Struktur.

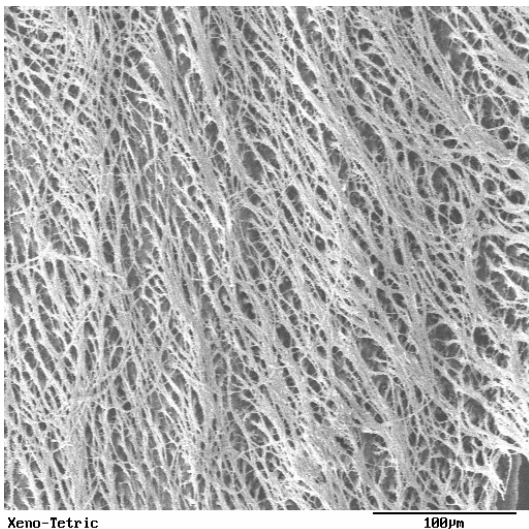


Abb.38

Vergrößerung 500-fach

Die Kunststoffzapfen sind ca. 60-70 µm lang und sehr gleichmäßig ausgeprägt.

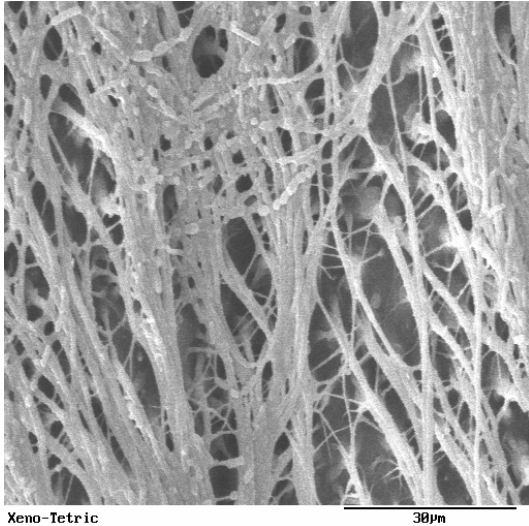


Abb.39

Vergrößerung 2000-fach

An der Basis sind sehr feine Anastomosen zwischen den Kunststoffzapfen ausgeprägt.

5. Diskussion

5.1. Aufbau und Versuchsdurchführung

Die Versuchsreihen wurden, nach der von Schaller et al. (1991) beschriebenen Methodik der Simulation der Perfusion von Dentinproben, durchgeführt. Dieses Verfahren hat sich in der Vergangenheit bewährt, da es nach Andreus et al. (1989), sowie nach Quist und Quist (1987) einen signifikanten Unterschied zwischen der Haftkraft bei trockenem und perfundiertem Dentin gibt.

5.1.1. Versuchszähne

Für diese Studie wurden 75 menschliche, kariesfreie Weisheitszähne mit abgeschlossenem Wurzelwachstum verwendet. Da es sich bei diesen um retinierte Zähne handelte, ist davon auszugehen, dass sie keinen exogenen Einflüssen unterlagen. Retinierte, also noch nicht in die Mundhöhle durchgebrochene Zähne weisen nach Finger (1988) große Kanaldurchmesser und ein wenig ausgeprägtes peritubuläres Dentin auf, was sich nachteilig auf die Haftkräfte der zu untersuchenden Materialien auswirken kann. Allerdings ist zu beachten, dass eine exakte Altersbestimmung der Zähne nicht möglich war und somit der physiologische Alterungsprozess, bei dem sich die Kanäle durch Kalzifizierung verengen (Stanley et al., 1983), unberücksichtigt blieb.

Die Lagerung der Zähne vom Zeitpunkt nach der Extraktion bis zur Herstellung der Proben erfolgte in physiologischer Kochsalzlösung. Physiologische Medien verändern die Eigenschaften von Zahnproben nicht (Haller et al., 1993) und sind zur kurzfristigen Aufbewahrung geeignet (Jørgensen et al., 1985). Untersuchungen zur Haftkraft (Finger, 1988; Mitchem und Gronas, 1986) von Kompositmaterialien haben keinen signifikanten Einfluss der Lagerungszeit zwischen Extraktion und Zahnbearbeitung nachgewiesen.

5.1.2. Herstellung der Dentinscheiben

Die Vorbereitung der Dentinproben wurde unter klinischen Bedingungen durchgeführt. So wurden zur Bearbeitung der koronalen Oberfläche der Prüfkörper Diamanten unter Wasserkühlung und nicht wie in einigen Studien propagiert, mit wesentlich feinerem Silizium-Carbid-Schleifpapier verwendet. Peschelt und Angel (1986) und Pashley und Mitarbeiter (1988) zeigten, dass bei der Verwendung von Silizium-Carbid-Scheiben die Schmierschicht verdichtet wird, was sich nachteilig auf den Haftverbund auswirkt. Eine signifikante Abhängigkeit der Haftkraft bei unterschiedlicher Oberflächenrauigkeit in Zugversuchen konnte nicht bewiesen werden (Finger, 1988). Durch eine Wasserspraykühlung von mindestens 50 ml/min erfolgt eine ausreichende Reduzierung der Schmierschicht (Gwinnett, 1984). Um eine Vereinheitlichung des Studiendesigns zu erreichen, wurde ein definierter Abstand von $1,2 \pm 0,1$ mm zwischen Pulpahörnern und Dentinoberfläche festgelegt. Damit wurde eine pulpanahe Perfusion simuliert, wobei zu beachten ist, dass bei pulpanahem Dentin ein Abfall der Haftwerte bis zu 40% im Vergleich zu pulpaferem Dentin beschrieben wurde (Finger, 1988). Im pulpanahen Dentin ist eine höhere Dichte der Dentinkanäle und ein geringerer Anteil an Kollagenfasern zu erwarten, wodurch die mikromechanische Verankerung der Composite negativ beeinflusst sein kann (Yoshiyama et al., 1995). Die Gesamtstärke der Dentinscheiben wurde auf $3,5 \pm 0,2$ mm festgesetzt, da nach Takemori und Mitarbeitern (1993) bei einer Probendicke unter 3,0 mm ein signifikanter Abfall der Dentinhaftung zu erwarten ist.

5.1.3. Perfusion

Der vorherrschende Druck im Pulpacavum ist verantwortlich für die Perfusion des Dentinliquors durch die Dentinkanälchen an die Oberfläche der Präparation. Der Innendruck beträgt nach Messungen von Stenvik (1972) 30 cm Wassersäule, dieser Wert wurde in folgenden Untersuchungen bestätigt (Pashley et al., 1981; Andreus et al., 1989). Bei der vorliegenden Untersuchung wurde die Perfusion durch die Dentinscheiben genau mit diesem

Druck simuliert, da bei In-vitro- Verfahren ohne Simulation der Perfusion höhere Haftwerte bei Abzugsversuchen gemessen werden, als in relevanten In-vivo- Untersuchungen (Quist und Quist, 1987; Andreus et al., 1989). Versuche von Mitchem und Gronas (1993) zeigten niedrigere Haftwerte bei perfundiertem Dentin gegenüber trockenem Dentin. Bestätigung fanden diese Ergebnisse durch Untersuchungen von Tagami et al. (1990).

5.1.4. Dentinhaftvermittler

In der vorliegenden Studie wurden Syntac®, ein Dentinhaftvermittler der dritten Generation, Excite® als typischer Vertreter der Total-etch-Technik und Xeno®III, ein selbstätzendes Bondingsystem eingesetzt. Die Verarbeitung erfolgte strikt nach den Angaben der Hersteller. Für die Verarbeitung von Excite® war eine Konditionierung der Dentinoberfläche mit 37%iger Phosphorsäure vorausgegangen. Sie dient der Entfernung der Schmierschicht und der Dekalzifizierung der Dentinoberfläche (Ikami et al., 1993). In der Literatur ist für das Durchdringen des Adhäsivs am Kollagenetzwerk des Dentins ein Minimum von 20 s angegeben (Chosack und Eidelmann, 1988). Diese Forderung wird von keiner Verarbeitungsvorschrift der verwendeten Haftvermittler eingehalten. Für Excite® und Syntac® werden 10 s als ausreichend betrachtet, Xeno®III wird zwar für 20 s aufgetragen, doch in dieser Zeit werden erst die Schmierschicht modifiziert und die Schmierpfropfen penetriert, das Kalziumhydroxylapatit an der Zahnoberfläche aufgelöst und dadurch das Kollagengerüst freigelegt, bevor das Adhäsiv penetrieren kann. Krejci et al.(1994) fordern mindestens 60 s Polymerisationszeit für Adhäsive, damit Sauerstoffinhibition an der Oberfläche und die hydrophile Phase nicht zu einer Einschränkung der Radikalbildung und der Polymerisation führen. Für Syntac® und Xeno®III ist eine Polymerisationszeit von 10 s und für Excite® von 20 s angegeben. Es kann somit davon ausgegangen werden, dass zu diesem Zeitpunkt nicht alle Monomere umgesetzt sind, so dass es erst mit der Polymerisation des darauf applizierten Kunststoffes geringer Schichtstärke von 1,5 bis 2,0 mm, zu einer vollständigen Polymerisation der Dentinhaftvermittler kommt. Selbstätzende Bondingsysteme können, abhängig von ihrem pH-Wert, die Schmierschicht fast vollständig auflösen (Tay und Pashley, 2001). Das in der Studie getestete Xeno®III wird laut Hersteller mit einem pH-Wert von unter 1 angegeben.

5.1.5. Versuchsdurchführung

Der adhäsive Verbund zwischen Dentin und Kunststoff ist in der Mundhöhle enormen chemischen und physikalischen Belastungen ausgesetzt. Aufgrund dessen wird in der

Literatur von einigen Autoren für In-vitro- Untersuchungen die Forderung erhoben, die Prüfkörper vor der Untersuchung Belastungstests zu unterziehen, die den Belastungen in etwa entsprechen, wie sie in vivo zu erwarten sind. Davidson und Mitarbeiter (1984) zeigten in Untersuchungen, dass 15 Minuten nach der Polymerisation eine Schrumpfkraft von etwa 20 MPa auftritt. Die in dieser Studie verwendeten Prüfkörper haben nur einen ebenen Bereich an Dentin in definierter Größe, bei dem keine lateralen Dentinwände für die Adhäsion zur Verfügung stehen. Dies bewirkt eine Verringerung der Schrumpfungsspannung. (Feilzer et al., 1987). Vor diesem Hintergrund sehen Schaller und Kollegen (1994) die unmittelbare Haftung der Adhäsive, als den ersten entscheidenden Faktor für die Qualität des Komposit-Dentin- Verbundes. Die Nachhärtung ist innerhalb der ersten zehn Minuten am größten. Der Untersuchungszeitpunkt dieser Studie wurde auf 15 Minuten nach der Polymerisation festgelegt. Die verwendeten Kunststoffe entsprachen ausnahmslos der Farbe A2, damit wurde der Einfluss der Opazität des Kunststoffes auf die Haftkraft (Erickson und Glasspoole, 1994) berücksichtigt. Die Schichtdicke des applizierten nichtpolymerisierten Kunststoffes betrug max. 2 mm. Nach der Forderung von Lutz et al. (1992) wurde die Polymerisationslampe vor Gebrauch auf Konstanz überprüft. Zur Untersuchung von Haftkräften werden in der Medizin Scher- und Zugversuche durchgeführt. Die Applikation einer Abscherkraft auf das Interface stellt keine reine Scherkraft dar, sondern ist vielmehr eine Kombination aus Scherbelastung, „Schälbelastung“ und Zugbelastung, was zu einer ungleichmäßigen Kräfteverteilung führen kann (Frankenberger, 2002). Der axiale Zugversuch zur Untersuchung von Haftvermittlersystemen in der werkstoffkundlichen Testung gilt laut Marx und Haas (1992) als sensibles In-vitro- Verfahren. Dabei sollte die Abzugsgeschwindigkeit nicht größer als 1mm pro Minute sein (Yoshida et al., 1996).

5.2. Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Quantitative Analyse

In allen Versuchsgruppen konnte eine Haftung der Adhäsivsysteme an den Dentinprüfkörpern festgestellt werden. Die in dieser Studie gemessenen Haftwerte liegen deutlich unter denen anderer Veröffentlichungen bzw. Publikationen. Eine mögliche Ursache für diesen Umstand könnte darin liegen, das pulpanahe Dentinscheiben als Prüfkörper verwendet wurden. So ist der Durchmesser der Dentinkanälchen in diesem Bereich mit ca. 2,9 bis 4,0 μm wesentlich größer als bei pulpaferem Dentin (Pashley, 1991). Die Oberfläche pulpanahen Dentins besteht zu ca. 22% aus Dentinkanälchen (Nicholson, 2001; Schäfer, 1999a; Marshall, 1993). Diese Tatsache sowie die räumliche Nähe zur Pulpa sind verantwortlich für eine schnelle

Benetzung des pulpanahen Dentins mit Liquor im Vergleich zu pulpaferem Dentin (Heymann und Bayne, 1997). Intertubuläres Dentin ist geringer mineralisiert und enthält mehr kollagene Fasern (Marshall, 1993), peritubuläres Dentin, das stärker mineralisiert ist, unterliegt bei der Konditionierung einer geringeren Demineralisation. In diesem Bereich wird dadurch die Ausbildung einer Hybridschicht vermindert (Erickson, 1992; van Meerbeek et al., 1992). Studien von Sano et al. (1994) zeigen, dass mit zunehmender Demineralisationstiefe die Penetration des Primers in das Kollagengeflecht immer unvollständiger abläuft. Bei unzureichender Monomerpenetration können in diesem Bereich hydrolytische Degradationsprozesse auftreten (Kiyomura, 1987). Eine unvollständige Infiltration des Kollagenfasergeflechtes durch hydrophile Monomere, kann zum Abriss des Netzwerks von unbehandeltem Dentin führen. Diese Umstände sind maßgeblich für die verringerten Haftwerte in pulpanahem Dentin verantwortlich (Pashley et al., 1993; Friedl und Power, 1994). Finger und Prati et al. zeigten in Untersuchungen, dass es zu einer Verringerung der Dentinhaftung an pulpanahem Dentin bis zu 70 % kommen kann (Finger, 1988; Prati et al., 1991). Der Anteil an intertubulärem Dentin beträgt nur ca. 12 % (Ketterl, 1961; Pashley, 1989), dementsprechend ist der Anteil an peritubulärem Dentin größer. Der Einfluss intertubulären Dentins ist maßgeblich für den Haftverbund, die Ausbildung der Kunststoff-Tags hat eine untergeordnete Bedeutung (Gwinnett, 1993). Eine weitere mögliche Ursache für die geringen Haftwerte in dieser Untersuchung könnte in der Verwendung von physiologischer Kochsalzlösung bestehen, da diese eine sehr geringe Viskosität aufweist. In Untersuchungen in denen für die Simulation der Perfusion Rinderserum verwendet wurde, das eine höhere Viskosität als Ringerlösung besitzt, konnten signifikant höhere Haftwerte ermittelt werden, als bei der Verwendung von wässrigen Lösungen (Nikaido et al., 1995). Der doch enorme Unterschied der gemessenen Haftwerte dieser Untersuchung im Vergleich zu Werten die in der Literatur angegeben werden, widerspiegelt die von einigen Autoren propagierte Nichtvergleichbarkeit der Ergebnisse von Studien mit unterschiedlichem Versuchsaufbau (Finger, 1988). Selbst innerhalb eines Verfahrens sind Vergleiche aufgrund von bereits genannten Variabilitäten, wie Behandler und Versuchsaufbau, eher zurückhaltend zu bewerten. Idealerweise vergleicht man Haftwertuntersuchungen eines Untersuchers zu verschiedenen Materialien, die mit ein und demselben Versuchsaufbau durchgeführt wurden. Nur dann kann von einer Vergleichbarkeit der Werte ausgegangen werden (Miyazaki et al, 2000). Haftfestigkeitsmessungen stellen allgemein eine gute Möglichkeit der Orientierung für die Entwicklung der Dentinhaftvermittler dar und können auf eventuelle klinische Mängel aufmerksam machen. Diese Messungen können und sollen nicht als alleiniges

Qualitätskriterium gelten (Krejci et al., 1993). In dieser Studie wurden die Materialkombinationen Excite® / Tetric®ceram und Syntac® / Tetric®ceram als Referenzgruppen geführt, da sich diese beiden konventionellen Produkte im klinischen Alltag seit langem bewährt haben. Der Dentinhaftvermittler Excite® ist ein One-bottle- Bonding der fünften Generation, in dem Primer und Adhäsiv zusammen in einer Lösung vorliegen. Das durch Total-etching entstandene Kollagengeflecht wird als Substrat herangezogen. Über die Phosphonsäure besitzt Excite® die Eigenschaft mit Kalzium Komplexe zu bilden. In dieser Untersuchung wurde für die Materialkombination Excite® / Tetric®ceram ein Mittelwert von 4,64 MPa bei einer Standardabweichung von 0,94 ermittelt. Dieser Wert ist vergleichbar mit der von Kozłowski (2002) angegebenen Haftkraft zwischen Excite® und Tetric®ceram. Bei gleichem Studiendesign wurde ein Wert von $3,87 \text{ MPa} \pm 1,11$ erreicht. Perdigao und Frankenberger (2001) erreichten Werte von über 26 MPa auf angefeuchtetem Dentin und van Meerbeek und Mitarbeiter (2001b) kamen zu Ergebnissen von $40,1 \pm 13,2 \text{ MPa}$ auf nicht perfundiertem, trockenem humanen Dentin.

Mit Syntac® (Vivadent) kam 1990 erstmals ein funktionierendes Dentinadhäsiv auf den Markt, das bis heute den „Gold-Standard“ der Adhäsivtechnik darstellt, an dem sich in der Regel alle Neuerscheinungen messen müssen (Ernst, 2001). Das Adhäsivsystem besteht aus einem selbstkonditionierenden Primer, einem Adhäsiv und einem konventionellen Bonding, die sukzessiv auf die Kavitätenoberfläche aufgetragen werden. Der Primer enthält in einem Lösungsmittelgemisch aus Aceton und Wasser neben TEG-DMA, einem nichtfunktionellen Monomer, noch 4% Maleinsäure, die eine Eröffnung der Tubuli und die Auflösung der Schmierschicht bewirkt. Dabei wird das intertubuläre Dentin bis zu einer Tiefe von $1 \mu\text{m}$ demineralisiert, wobei die Demineralisation des stärker mineralisierten peritubulären Dentins schwächer ausfällt (van Meerbeek et al., 1992).

Das Syntac® Adhäsive besteht aus hydrophilem Polyethylen-glycol-dimethacrylat und Glutaraldehyd in Wasser gelöst. Das Glutaraldehyd dient der Kollagenfixierung und – quervernetzung (Eliades et al., 1985; Kubo et al., 1991), PEG-DMA soll die Verbindung vom hydrophilen Dentin zum hydrophoben Heliobond, bestehend aus bis- GMA und TEG-DMA, ermöglichen (Retief et al., 1993).

Die Materialkombination Syntac® / Tetric®ceram erreichte in diesem Prüfverfahren einen Mittelwert von $3,81 \text{ MPa}$ bei einer Standardabweichung von 0,66. Dieses Ergebnis wird durch ermittelte Haftwerte von Gernhardt et al. (2001) gestützt, der in seiner Untersuchung bei gleichem Versuchsaufbau einen Wert von $\text{MPa } 4,36 \pm 2,07$ angibt. Ohne Simulation der Perfusion ermittelte Mergner (1997) $48,3 \text{ MPa}$ mit Dentinkonditionierung und $42,5 \text{ MPa}$ ohne

Konditionierung. Frankenberger et al. (1996) ermittelten mit einer entsprechenden Versuchsanordnung nach 90-tägiger Lagerung 29,1 MPa ohne Dentinätzung, Haller et al. (1993) berichten Ergebnisse von 75,8 MPa nach 30 Tagen Lagerung und 1440 Temperaturwechselbädern. Diese hohen Werte lassen sich im Studiendesign begründen. Alle Autoren nutzten Ausstoßversuche und nicht-perfundierte Prüfkörper. Nach der Dentinkonditionierung kommt es zu einer erhöhten Permeabilität, die in der Reduktion der Haftkraft resultieren kann (Elhabashy et al., 1993, Fortin et al., 1994). Gernhardt et al. (2001) beobachteten in ihrer Studie keinen signifikanten Unterschied zwischen trockenem und perfundiertem Dentin. Die große Variationsbreite der Ergebnisse ist zurückzuführen auf die unterschiedlichen Versuchsbedingungen, wie beispielsweise die Dentinfeuchte, den Probenquerschnitt und -durchmesser. Eine Vergleichbarkeit von Studien, die nicht nach demselben Design und Protokoll durchgeführt wurden, ist eher kritisch zu betrachten (Stanford et al., 1985; Olio und Olsson, 1990; Fowler et al., 1992).

In der dritten Versuchsreihe, in denen das selbstätzende Bondingsystem Xeno®III in Kombination mit dem Mikrofüllerkomposit Esthet.X™ verwendet wurde, wurden Haftwerte von MPa $6,90 \pm 1,29$ ermittelt. Für die Materialkombination mit dem Versuchskomposit PostX.press (K-0112) wurden mit MPa $7,48 \pm 1,53$ die höchsten Haftwerte ermittelt. Die Belassung der sauren Monomere in der Kavität hat scheinbar keine negativen Folgen, da ihre Ätzwirkung durch Neutralisation, Abbruch der Dissoziation beim Verdunsten des Lösungsmittels und Ausbildung der Polymermatrix zeitlich und räumlich begrenzt scheint. Der Hersteller gibt eine Einwirkzeit von 20 Sekunden an und bleibt damit unter der Forderung von Haller und Blunck (2003), die bei All-in-one-Adhäsiven eine Einwirkzeit von etwa 30 Sekunden propagieren. Bei selbstätzenden Monomeren sind die Tiefe der Infiltration und die Tiefe der Demineralisation identisch. Die Anwendung von selbstätzenden Primern ist daher im Vergleich zur Totalätztechnik weniger techniksensitiv und die erzielte Dentinhaftung weniger behandlerabhängig (Miyazaki et al., 2000). Dennoch wurde auch bei selbstätzenden Systemen über das Phänomen der Nanoleakage berichtet (Li et al., 2001). Ursache dafür scheint eine Behinderung der Polymerisation durch nicht vollständig entwachsenes Wasser des Lösungsmittels (Tay et al., 1996a; Tay et al., 1996b).

Santini et al. (2004) evaluierten sieben verschiedene selbstätzende Haftvermittlersysteme, unter ihnen Xeno®III. Unterschiede in bezug auf Randundichtheiten bei verschiedenen Kavitätenpräparationen wurden nicht beobachtet. Frankenberger et al. (2005) ermittelten im Scherversuch eine Haftkraft für Xeno®III von 27,5 MPa. Eine Studie von Goracci et al.

(2004) zeigt Haftwerte von $27,22 \pm 2,04$ MPa. Scherversuche, wie sie von den Autoren durchgeführt wurden, ergeben immer höhere Haftwerte als Zugversuche.

Ungeklärt ist derzeit noch in wie weit sich die inkorporierten Schmierschichtpartikel und ausgefällten Kalziumsalze der selbstkonditionierenden Monomere langfristig auf den Verbund auswirken.

In der Versuchsgruppe fünf, Materialkombination Xeno®III / Versuchskomponente K-0134 Dyract®X.press wurden die niedrigsten Haftwerte (MPa $2,11 \pm 0,49$) der vorliegenden Studie ermittelt. Bekannt sind seit längerem Inkompatibilitäten im Kontaktbereich zwischen den sauren Monomeren der selbstätzenden Bondingsysteme und den alkalischen Initiatorsystemen chemisch initiiert aushärtender Kompositmaterialien (Sanares et al., 2001; Cheong et al., 2003; Tay et al., 2003). Bei dieser Versuchsgruppe handelt es sich nicht um dualhärtende Komposite, sondern um Komponente. Der Härtungsmechanismus besteht somit aus zwei zeitlich versetzten Reaktionen. Der initialen wasserempfindlichen radikalischen Polymerisation und der anschließenden Säure- Basen- Reaktion, die erst durch den Kontakt mit Wasser in Gang gesetzt werden kann und nur in den Grenzflächen ablaufen kann (Hellwig et al., 2003). Möglicherweise liegt hier ein Fehler im Versuchsdesign, da diese Versuchskörper nach der Polymerisation für 15 Minuten in physiologischer Kochsalzlösung gelagert wurden, um den Wasserzutritt zu gewähren, bevor sie dem Zugversuch zugeführt wurden. Wahrscheinlich reicht diese Zeit für einen Abschluss der Säure- Basen- Reaktion nicht. Unterstützung findet diese These bei der Frakturanalyse. So sind bei fast allen gezogenen Proben dieser Gruppe gemischt adhäsive Brüche aufgetreten.

Ein weiterer Faktor für einen unzulänglichen Verbund könnte darin liegen, dass sich selbstätzende Bondingsysteme nach der Polymerisation wie permeable Membranen verhalten. Sie haben nicht die Fähigkeit die gebondete Dentinoberfläche so abzudichten, dass kein Flüssigkeitsdurchtritt gewährt wird (Chersoni et al., 2004). Greoire et al. (2005) zeigte in seiner Studie, dass Xeno®III eine Reduktion der Permeabilität von ca. 70 % bewirkt.

Die Dentinhaftung von All-in-one-Adhäsiven wird herabgesetzt, wenn zwischen ihrer Aushärtung und der Lichtpolymerisation des Komposits zu viel Zeit verstreicht (Tay et al., 2001).

5.2.2. Qualitative Analyse

Frakturanalyse

Bei der Bestimmung von Haftwerten lassen sich adhäsive, kohäsive und gemischte Brüche unterscheiden. Die Ergebnisse dieser Studie lassen den Schluss zu, dass bei relativ hohen

Haftwerten ein eher kohäsives Frakturmuster und bei niedrigen Haftwerten ein eher adhäsives Bruchmuster auftritt.

Die Referenzgruppe Excite® / Tetric®ceram ergab einen gemischten Bruch mit Tendenz zur kohäsiven Frakturform. Dieses Ergebnis zeigt, dass der Verbund zwischen Dentin, Haftvermittler und Füllungswerkstoff nach der Total-etch-Technik sehr effektiv ist.

In der zweiten Referenzgruppe Syntac® / Tetric®ceram wurden gemischte Brüche mit adhäsiver Tendenz vorgefunden. Hierbei ist zu beachten, dass die Ätzwirkung am Dentin nur auf der 10%igen Maleinsäure des Primers beruht, wobei die Schmierschicht nicht entfernt, sondern nur infiltriert und modifiziert wird. Der Schwachpunkt in dieser Gruppe war die Hybridschicht.

In den Versuchsgruppen Xeno®III / PostX.press (k-0112) und Xeno®III / Esthet.X™ traten gemischt kohäsive Brüche auf. Die Schmierschicht wird auch hierbei nicht entfernt, sondern infiltriert und modifiziert. Laut Herstellerangaben soll dabei initial ein pH-Wert kleiner eins auftreten. Die gemessenen Haftkräfte beider Gruppen waren mit Abstand die größten Werte in dieser Studie. Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung dieser Gruppen zeigt, dass die Ausbildung und Verankerung der Hybridschicht, durch das Self-etching-System Xeno®III, sehr effizient ist.

Die Versuchsgruppe Xeno®III / Dyract®X.press (k-0134) erbrachte die geringsten Haftwerte. Sie zeigte wie auch die Gruppe Syntac® / Tetric®ceram ein gemischtes Bruchmuster mit Tendenz zur adhäsiven Bruchform. Die Frakturlinie verlief bei dieser Gruppe fast ausnahmslos zwischen intakter Hybridschicht und Füllungswerkstoff.

Penetrationsvermögen

Die nicht auf Zug belasteten Proben wurden zur Darstellung der Penetrationseigenschaften der verwendeten Dentinhaftvermittler für zwei Tage in ein Tauchbad mit konzentrierter Salzsäure gegeben. Um biologische Hartsubstanz vollständig aufzulösen, damit Strukturen auf der Füllungsunterseite dargestellt werden können, ist eine konzentrierte Säurebehandlung für 48 Stunden als ausreichend anzusehen (Chappel et al., 1994; Ferrari et al., 1997).

Entscheidende Voraussetzung für eine mikromechanische Verbindung zwischen Dentin und Kunststoff ist die Penetration von Monomer in das intertubuläre Dentin sowie in die Tubuli und deren Verzweigungen (Nakabayashi et al., 1991; Gwinnett et al., 1995). Durch die Konditionierung der Dentinoberfläche werden Kollagenfasern des inter- und peritubulären Dentins am Kanaleingang freigelegt. Dieses Geflecht wird durch die Monomere penetriert und fungiert nach der Polymerisation als Hybridschicht (v. Meerbeek et al., 1992).

Die ermittelten Haftwerte korrelieren mit den zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung herangezogenen Proben. So zeigt der Dentinhaftvermittler Excite® eine Penetration in die Tubuli von 50-60 µm bei denen ebenfalls die basalen Verzweigungen (Anastomosen) penetriert werden. Die vorangegangene Dentinkonditionierung mit Phosphorsäure führt zur völligen Entfernung der Schmierschicht (v. Meerbeek et al., 1992). Die Dentinhaftvermittler Syntac® und Xeno®III belassen und modifizieren die Schmierschicht. Die relativ schwach konzentrierte Maleinsäure des Syntac® modifiziert die Schmierschicht, aber lässt nur eine geringe Penetration von Monomer in die Tubuli zu. Das Xeno®III, was nach Herstellerangaben einen pH-Wert <1 erreicht, erreicht eine höhere Penetration in vertikaler als auch horizontaler Richtung. Die Kunststoffzapfen erreichen Längen von 60-70 µm und sind durch Anastomosen untereinander verbunden.

In der Literatur wird dem Einfluss der Penetration des intertubulären Dentins in bezug auf die mikromechanische Verankerung doppelt so hohe Bedeutung beigemessen, wie der Ausbildung und Verzweigung der Kunststoffzapfen (Gwinnett, 1993; Schupbach et al., 1997). Dieser Umstand erklärt womöglich auch, dass beim Dentinhaftvermittler Syntac® trotz nur geringer Ausbildung der Kunststoffzapfen ohne Anastomosen doch vertretbare Haftkräfte erreicht werden. Für den selbststützenden Dentinhaftvermittler Xeno®III bedeutet das, dass eine ausreichende Penetration des Kollagenflechtes des intertubulären Dentins erfolgt. Hier besteht ein wesentlicher Vorteil zu anderen Haftvermittlern, da konditionieren, primen und Adhäsiv aufbringen in einem Schritt erfolgen, kann es nicht zum Kollabieren des Kollagengerüsts führen. Diese Möglichkeit besteht beim vorausgehenden Konditionieren der Dentinoberfläche bei der Verwendung von Excite®. Dabei wird das techniksensible Wet-bonding gefordert.

6. Schlussfolgerung

Langlebigkeit, Ästhetik und Qualität zahnfarbener Restaurationen mit Kompositen und polyacrylsäuremodifizierten Kompositen sind in hohem Maße abhängig von deren Verbund zur Zahnhartsubstanz. Da diese Materialien selbst keine Haftung zum Schmelz und Dentin aufbauen können, muss über eine Adhäsivschicht die Verbindung zur Kavitätenoberfläche hergestellt werden. Während der Verbund zum Schmelz durch die Schmelz- Ätz- Technik gesichert ist, weist die Verbindung zum Dentin immer noch Probleme auf. Aufgrund der Techniksensivität und des hohen Zeitaufwandes früherer Mehr-Flaschen-Adhäsive ist heute das Ziel der Bestrebungen eine Vereinfachung der Verarbeitung der Dentinhaftvermittler zu erreichen bei gleichzeitiger Verbesserung der Füllungsqualität. Dabei werden von der Dentalindustrie mehr und mehr selbstätzende Bondingmaterialien auf dem Markt platziert.

Die in dieser Untersuchung gemessenen Haftwerte liegen weit unter denen anderer Publikationen. Zurückzuführen ist dieser Umstand auf unterschiedliche Variablen wie das Studiendesign (Finger, 1988) und Behandler (Miyazaki et al., 2000). Der Vergleich der gemessenen Abzugskräfte innerhalb dieser Studie zeigt für das selbstätzende Haftvermittlersystem Xeno®III in Kombination mit Kompositen Werte die höher sind als die der Referenzgruppen. Die qualitative Analyse unterstreicht die Ergebnisse dieser Produktgruppe. Rasterelektronenmikroskopisch lässt sich eine flächig homogene Ausprägung der Kunststoffzapfen in Zahl, Länge und Verzweigung erkennen, die wahrscheinlich zu der hohen Dentinhaftung beiträgt. Der zu Grunde liegende Mechanismus von Pyro-EMA und PEM-F scheint eine sehr gute Ätzwirkung zu haben, so dass von einer durchaus befriedigenden Penetration der Monomere in das freigelegte Kollagenfasergeflecht ausgegangen werden kann. Alle Bestandteile von Xeno®III, abgesehen von den Lösungsmitteln, den Füllstoffen, dem Initiator und dem Stabilisator, besitzen polymerisierbare Doppelbindungen und werden zusammen mit den ausgelösten Präzipitaten in der Hybridschicht gebunden. Dieser Anreicherung an zusätzlichen „Füllern“ und den von Herstellerseite beigefügten Nanofüllern kommt möglicherweise eine Funktion als Stressbrecher zu.

Die Gefahr, dass bei übermäßiger Trocknung der Kavität nach dem Ätzen die freigelegten Kollagenfasern kollabieren, wie bei der Total-etch-Technik möglich, und dadurch zu einer verminderten Haftung führt, besteht nicht.

Die relativ geringen Haftwerte in Zusammenhang mit dem Kompomer sind wahrscheinlich im Studiendesign begründet.

7. Zusammenfassung

Gegenstand der vorliegenden Studie war, die Haftfestigkeit von verschiedenen Füllungsmaterialien bei unterschiedlichen Haftvermittlern zu eruieren. Besonderes Augenmerk galt dabei dem selbstätzenden Dentinhaftvermittler Xeno®III. Es wurden drei Komposite (Tetric®ceram, Esthet.X™, Versuchskomposit k-0112 PostX.press) und das polyacrylsäuremodifizierte Versuchskomposit Dyract®X.press (k-0134) unter Berücksichtigung der Perfusion an humanem, kariesfreiem Dentin untersucht. Referenzgruppen bildeten die Dentinhaftvermittler Syntac® (dritte Generation) und Excite® (Vertreter der Total-etch-Technik). Die frisch präparierten Dentinscheiben wurden in eine Flüssigkeitskammer eingeschraubt. Physiologische Kochsalzlösung simulierte den Dentinliquor mit einem intrapulpalen Druck von 30 cm Wassersäule. Alle verwendeten Haftvermittler wurden nach Herstellerangaben verarbeitet. Entsprechend der zu testenden verschiedenen Materialkombinationen wurde eine Einteilung in fünf Versuchsgruppen vorgenommen, denen jeweils 15 Dentinscheiben randomisiert zugeteilt wurden.

Im quantitativen Teil der Untersuchung erfolgte ein axialer Zugversuch zur Bestimmung der Haftfestigkeit. Der Zugversuch erfolgte 15 Minuten nach der Polymerisation des Füllungsmaterials in der Universalprüfmaschine (Zwick Z 005). In der qualitativen Analyse wurden die Prüfkörper nach Darstellung der Kunststoff-Tags und der Hybridschicht der elektronenmikroskopischen Auswertung unterzogen um die Penetrierfähigkeit der unterschiedlichen Haftvermittler darzustellen.

Im Zugversuch konnte für alle Versuchsgruppen eine Haftung am Dentin festgestellt werden. Die Versuchsgruppe mit der Kombination Versuchskomponente Dyract®X.press / Xeno®III zeigte die geringsten Haftkräfte, mit einem Mittelwert von 2,11 MPa, in dieser Studie. Die höchste Haftkraft wurde für die Materialkombinationen PostX.press (k-0112) / Xeno®III ermittelt. Die in den Referenzgruppen erbrachten Werte mit den Dentinhaftvermittlern Excite® (4,64 MPa) und Syntac® (3,81 MPa) liegen im Bereich der Ergebnisse vergleichbarer Studien.

Für das Versuchskomposit PostX.press (k-0112) / Xeno®III lag der Mittelwert bei 7,48 MPa, die Materialkombination Tetric®ceram / Xeno®III erreichte einen Wert von 6,90 MPa.

Die Weiterentwicklung der Dentinhaftvermittler führt zur Vereinfachung der Verfahrensweise und zu Präparaten die nicht so außerordentlich techniksensibel sind, wie die für die Total-etch-Technik bestimmten Produkte. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen mit den selbstätzenden Adhäsiven eine mögliche Alternative zur etablierten Total-etch-Technik, die ihre Bestätigung in klinischen Langzeitversuchen erst noch finden muss.

8. Literaturverzeichnis

- 1 Andraeus SB, Bayne SC, Heymann HO, Kannoy BE: Intrapulpal composition and fluid flow effects on dentin bond strength. *J Dent Res* 67 (1989) Abstract 1114
- 2 Asmussen E: Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. *Operative Dentistry* 10 (1985) 61
- 3 Asmussen E: Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 90 (1982) 490-496
- 4 Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E: Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 11 (1995) 359-362
- 5 Attin T, Buchalla W: Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren. *DZZ* 53 (1998) 766
- 6 Balkenhol M, Gluma One Bond, Scientific Documentation. 1. Auflage Heraeus Kulzer, Hanau (1998)
- 7 Baume LJ: The biology of pulp and dentin. A historic, terminologic- taxonomic, histologic- biochemical, embryonic and clinical survey. *Monogr Oral Sci* 8 (1980) 1-220
- 8 Berry EA, von der Lehr WN, Herrin HK: Dentin surfaces treated for the removal of the Smear layer: a SEM study. *Am J Dent Assoc* 115 (1987) 65-67
- 9 Blunck U, Haller B: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50 (1999) 1021-1033
- 10 Blunck U: Hinweise zur praktischen Anwendung von Kompomeren und Kompositmaterialien in Kombination mit Dentinhaftmitteln. *Quintessenz* 47 (1996) 189
- 11 Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing during hardening. *Am J Dent* 106 (1983) 475
- 12 Bowen RL: Adhesive bonding on a various materials to hard tissues.III. Bonding to dentin improved by pre- treatment and the use of surface-active comonomer. *J Dent Res* 44 (1965) 903-905
- 13 Bowen RL: Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl-acrylate. *US Pat Off No* 3 (1962) 112
- 14 Braden M: Polymeric dental materials. Springer Verlag Heidelberg, D (1997)

- 15 Braennstroem M, Johnson G: Effect of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 31 (1974) 422-430
- 16 Breschi L, Perdigao J, Mazzotti G, Nunes MF, Gobbi P: Ultramorphology and shear bond strengths of self etching adhesives on enamel. *J Dent Res* 78 (1999) Abstract 2957
- 17 Buchalla W, Attin T, Hellwig E: Einfluss der Schmelzätztechnik auf die Haftung von Kompomer-Füllungsmaterialien. *DZZ* 52 (1997) 463
- 18 Buonocore M: A simply method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 (1955) 849-853
- 19 Burke FJ, Mc Caughey AD: the four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 8 (1995) 88-92
- 20 Causton BE: Improved bonding of composite restorative to dentin. *Br Dent J* 136 (1984) 93-95
- 21 Chan RW, Haasen P, Kramer EJ: Medical and dental materials. Materials science and technology Vol.14 VCH Verlagsgesellschaft mbH Weinheim, D (1992)
- 22 Chapell RP, Eick JD: Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dental adhesives. *Quintessence Int* 25 (1994) 359-368
- 23 Chappel RP, Eick JD, Mixon JM, Theisen FC: Shear bond strength and scanning electron microscopy observation of four dentinal adhesives. *Quintessence Int.* 21 (1990) 303-310
- 24 Chappel RP, Eick JD: Shear bond strength and scanning electron microscopy observation of six current dental adhesives. *Quintessence Int.* 25 (1994) 359-368
- 25 Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR: Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-steps versus one-step systems. *Oper Dent* 6 (2003) 747-755
- 26 Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, Huang C, Prati C, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR: In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 6 (2004) 459-464
- 27 Chosack A, Eidelmann E: Effects of the time from application until exposure to light on tag lengths of a visible light polymerized sealant. *Dent Mater* 4 (1988) 302-306
- 28 Christensen GJ: Self-etching primers are here. *Am J Dent* 132 (2001) 1041-1043
- 29 Cortes O, Garcia-Godoy F, Boj JR: Bond strength of resin-reinforced glass ionomer cements after enamel etching. *Am J Dent* 6 (1993) 299-302

- 30 Davidson CL, Gee A, Feilzer : The competition between the composite-dentin strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63 (1984) 1396-1403
- 31 Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM: Morphology and permeability of dentinal smear layer, *J Prosthet Dent* 52 (1984) 657-662
- 32 Duncanson MG, Miranda FJ, Probst RT: Resin dentin bonding agents- rationale results. *Quintessence Int* 17 (1986) 276-279
- 33 Elhabashy A, Swift EJ Jr., Boyer DB, Denehy GE: Effects of dentin permeability and hydration on the bond strengths of dentin bonding systems. *Am J Dent* 6 (1993) 123
- 34 Eliades G, Caputo AA, Vougiouklakis G: Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1 (1985) 170-176
- 35 Eliades G, Palghias G, Vougiouklakis G: Surface reaction of adhesives on dentin. *Dent Mater* 6 (1990) 208-216
- 36 Erickson RL, Glasspoole EA: Bonding to tooth structure. A comparison of glass-ionomer and composite- resin systems. *J Esthet Dent* 6 (1994) 227-244
- 37 Erickson RL: Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding systems. *Am J Dent* 2 (1989) 117-123
- 38 Erickson RL: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 5 (1992) 81-94
- 39 Ernst CP, Schmitt U, Rippin G, Victor A, Willershausen B: Evaluation eines Feldtestes zur klinischen Anwendung des selbstkonditionierenden Adhäsives Prompt L-Pop II. *Dental-Praxis* 3/4 (2001) 95-104
- 40 Ernst CP: Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *ZMK* 5 (2001) 254-269
- 41 Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL: Setting stress in composite resins in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66 (1987) 1636-1639
- 42 Ferrari M, Goracci G, Garcia- Godoy F: Bonding mechanism of tree "one-bottle" systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am Dent J* 10 (1997) 224-230
- 43 Finger WJ, Balkenhol M: Rewetting strategies for bonding todry dentin with an acetone based adhesive. *J Adhes Dent* 2 (2000) 51-6
- 44 Finger WJ, Fritz U: Laboratory evaluation of one component enamel/dentin bonding agents. *Am J Dent* 9 (1996) 206-210

- 45 Finger WJ: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 9 (1988) 184-188
- 46 Fortin D, Swift EJ Jr., Denehy GE, Reinhardt JW: Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater* 10 (1994) 259
- 47 Fowler CS, Swatz ML, Moore BK, Rhodes BF: Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 8 (1992) 265-269
- 48 Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative Dentistry* 25 (2000 b) 324-330
- 49 Frankenberger R, Krämer N, Sindel J: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *DZZ* 51 (1996) 556-560
- 50 Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR: Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 26 (2005) 2043-2052
- 51 Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopez M: One bottle vs. multi-bottle dentin adhesives- a microtensile bond strength and morphological study. *Dental Materials* 17 (2001 b) 373-380
- 52 Frankenberger R, Sindel J, Krämer N : Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung? *DZZ* 52 (1997) 202
- 53 Frankenberger R: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *DZZ* 57 (2002) 154-171
- 54 Friedl KH, Power JM: Einfluss der Dentintiefe und -feuchtigkeit auf die Haftung zahnärztlicher Werkstoffe in viro. Referat 26. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK. (1994)
- 55 Fritz UB, Finger WJ: Bonding efficiency of single-bottle enamel/ dentin adhesives. *Am J Dent* 112 (1999) 277-282
- 56 Gallo JR, Comeaux R, Haines B, Xu X, Burgess JO: Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. *Operative Dentistry* 26 (2001) 44-47
- 57 Garberoglio R, Braennstroem M: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21 (1976) 355-362
- 58 Gernhardt CR, Kozlowski A, Bekes K, Hicyilmaz S, Schaller HG: Tensile bond strength of two adhesive systems in combination with flowable composites. *J Dent Res IADR* (2002) Abstract 446

- 59 Gernhardt CR, Salhab J, Schaller HG: Die Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittler auf trockenem und perfundiertem Dentin. *DZZ* 56 (2001) 467-471
- 60 Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M: Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 6 (2004) 313-318
- 61 Gregoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A: Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*. 90 (2003) 42-9
- 62 Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM: Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridisation. *J Dent Res* 74 (1995) abstract 20
- 63 Gwinnett AJ: Moist vs. Dry dentin: ist effect on shear bond strength. *Am J Dent* 5 (1992) 127
- 64 Gwinnett AJ: Quantitative contribution of resin infiltration/hydrization to dentin bonding. *Am J Dent* 6 (1993) 7-9
- 65 Gwinnett AJ: Smear layer: Morphological considerations. In smear layer on dentin. *Oper Dent* 3 (1984) 3-12
- 66 Haller B, Blunck U: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztliche Mitteilungen* 93 (2003) 808
- 67 Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 (1993) 191-197
- 68 Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 (1993) 191-197
- 69 Haller B, Moll K, Hofmann N, Klaiber B: Initiale Scherhaftfestigkeit von Glasionomer-Komposit-Hybridmaterialien an konditioniertem und unkonditioniertem Schmelz. *DZZ* 52 (1997) 680
- 70 Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvemittlern. *DZZ* 49 (1994) 750-759
- 71 Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B: Self-etching primers vs.phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative Dentistry* 24 (1999) b) 172-180
- 72 Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ: Direkte Kompositrestaurationen - Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahngebiet. Stellungnahme der DGZ. *ZM* 2003

- 73 Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Auflage Urban Schwarzenberg Verlag München (1999)
- 74 Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage Urban & Fischer Verlag München- Jena (2003)
- 75 Heymann HO, Bayne SC: Current concepts in dentin bonding: focusing on dental adhesion factors. *J Am Dent Ass* (1997) 27
- 76 Ikami K, Fukushima M, Usami Y, Iwaku M: Effects of surface conditioners on dentin structure. *J Dnt Res* 71 (1993) abstract 816
- 77 Jain P, Stewart GP: Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Operative Dentistry* 25 (2000) 51-58
- 78 Janda R: Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. VCH Verlagsgesellschaft, Weinheim (1990)
- 79 Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E: Composite wall to wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 93 (1985) 276-279
- 80 Kakaboura A, Eliades G, Palaghias G: Evaluation of the extent of the acid-base reactions in Dyract restorative material. 32nd Meeting of the IADR Continental European Division, Ljubljana, Slovenia (1995)
- 81 Kanca J: Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 9 (1996) 273-276
- 82 Kanchanasita W, Anstice HM, Pearson GJ: Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials* 18 (1997) 343
- 83 Ketterl W: Studie über das Dentin der permanenten Zähne des Menschen. *Stoma* 14 (1961) 79-112
- 84 Kiyomura M: Bonding strength to bovine dentin with 4-META/MMA-TBB resin: longterm stability and influence of water. *J Japan Dent Mater* 6 (1987) 860
- 85 Kozłowski A: Qualitative und quantitative Untersuchung zum Einfluss fließfähiger Füllungswerkstoffe auf die Dentinhaftung neuer Komposite und Ormocere- eine in vitro Untersuchung. *Med Diss* (2001)
- 86 Krejci I, Häusler T, Sägeser D, Lutz F: New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater* 15 (1999) 128-137
- 87 Krejci I, Kuster M, Lutz F: Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *J Dent Res* 72 (1993) 490-494

- 88 Kubo S, Finger WJ, Müller M, Podszun W: Principles and mechanisms of bonding with dentin adhesive materials. *J Esthet Dent* 3 (1991) 62
- 89 Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: from first to sixth generation. *Am J Dent* 131 (2000) Supplement 20-25
- 90 Lamprechts P, van Meerbeek B, Perdigao J, van Herle G: Adhesives: dos and don'ts. In: Roulet JF (Edt) *Adhesion: The silent revolution in dentistry*. Quintessence Publishing
- 91 Lexikonredaktion des bibliographischen Instituts (Hrsg.), Diegel W, Kwiatkowski G (Chefredaktion), Meyers Taschenlexikon. Meyers Lexikonverlag Mannheim, Wien, Zürich (1985)
- 92 Li J, von Beetzen M, Sundström F: Strength and setting behavior of resin-modified glass ionomer cements. *Acta Odontol Scand* 53 (1995) 311-314
- 93 Linde, A: Dentin: structure, chemistry and formation. In: Thylstryp A, Leach SA, Quist V (Hrsg): *Dentine and dentin reactions in the oral cavity*. IRL Press Ltd, Oxford (1987) 17-26
- 94 Lutz F, Krejci I, Frischknecht A: Lichtpolymerisationsgeräte/ Lichtpolymerisation. *Schweizerische Monatsschrift Zahnmedizin* 5 (1992) 565-582
- 95 Marshall GW Jr.: Dentin: Microstructure and characterisation. *Quintessence international* 24 (1993) 606-617
- 96 Marx H, Haas C: Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? *DZZ* 47 (1992) 165-169
- 97 McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD: Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 25 (1994) 587
- 98 Mergner M: In vitro- Evaluation der Einflussnahme der Total-Etch-Technik auf die Verbundfestigkeit 17aktueller Dentinhaftvermittler. *Med Diss* (1998) Würzburg
- 99 Milia E, Lallai MR, Garcia-Godoy F: In vivo effect of a self-etching primer on dentin. *Am J Dent* 12 (1999) 167-171
- 100 Mitchem JC, Gronas DG: Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *Am J Dent Assoc* 113 (1986) 285-287
- 101 Miyazaki M, Mikitake S, Onose H, Moore K: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two step bonding systems. *Am J Dent* 11 (1998) 118-122
- 102 Miyazaki M, Onose H, Moore BK: Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 13 (2000) 101-104

- 103 Munkagaard EC, Irie M, Asmussen E: Dentin polymer bond promoted by Gluma and various resin. *J Dent Res* 64 (1985) 1409-1411
- 104 Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M: Identification of a resin dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 23 (1992) 135-141
- 105 Nakabayashi N, Masuhara E: Development of adhesive pit and fissure sealants using a MMA resin initiated by Tri-n-butyl borane derivat. *J Biomed Mater Res* 12 (1978) 149-156
- 106 Nakabayashi N, Nahamura M, Yasuda N: Hybridlayer as a dentin bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3 (1991) 133-138
- 107 Nakabayashi N: Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan. *Int Dent J* 25 (1985) 145-154
- 108 Nakabayashi N, Takarada K: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials* 8 (1992) 125-130
- 109 Nakabayashi N: Funktion of hybridised dentin created in subsurface of dentin. In: Shimono M, Maeda T, Suda H, Takahashi K. (Eds) *Dentin/pulp complex*. Quintessence Tokyo (1996) 202-208
- 110 Nicholson JW, Alsarheed M: Changes on storage of polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehabil* 25 (1998) 616
- 111 Nicholson JW, Biological considerations. pp 1-25 in Summit JB, Robins JW, Schwartz RS, dos Santo J (Eds) *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Quintessence Publishing CO. Chicago (2001)
- 112 Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T: Effects of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 26 (1995) 221-226
- 113 O'Brine WJ: *Dental materials and their selection*. Quintessence Int (1997)
- 114 Olio G, Olsson S: Tensile bond strength of dentin adhesives: A comparison of materials and methods. *Dent Mater* 6 (1990) 138-144
- 115 Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24 (1993) 618-631
- 116 Pashley DH, Ciucchi B, Sano H: Dentin as a bonding substrate. *DZZ* 49 (1994) 760
- 117 Pashley DH, Nelson R, Williams EC, Kepler EE: Use of dentin-fluid concentrations to measure pulp capillary reflection coefficients in dogs. *Arch Oral Biol* 26 (1981) 703-706

- 118 Pashley DH, The effects of acid etching on the pulpodentinal complex. *Oper Dent* 17 (1992) 229-242
- 119 Pashley DH: Dentin: A dynamic substrat- a review. *Scanning Microscopy* 3 (1989) 161-176
- 120 Pashley DH: Interaction of dental materials with dentin. *Trans Acad Dent Mater* 3 (1990) 55-73
- 121 Pashley DH: The clinical correlations of dentin structur and function. *J Pros Dent* 6 (1991) 777-781
- 122 Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH: Comparision of in vitro versus in vivo bonding of composite resin to the canine teeth. *J Dent Res* 67 (1988) 467-470
- 123 Paul SJ, Schärer P: Scherfestigkeit von Dentinhaftvermittlern unter intrapulpärem Druck und Temperaturwechsel. *Schweizerische Monatsschrift Zahnmedizin* 103 (1993) 707-714
- 124 Perdigao J, Frankenberger R: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32 (2001) 385-390
- 125 Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, van Meerbeek B: Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths SEM morphology. *Am J Dent* 10 (1997 a) 141-146
- 126 Perdigao J, Ramos JC, Lambrechts P: In vitro Interfacial relationship between human dentin and one-bottle dentin adhesives. *Dental Materials* 13 (1997 b) 218-227
- 127 Perdigao J, Lopez M: Dentin bonding- questions for the new millennium. *J Ad Dent* 1 (1999) 1991-209
- 128 Peschelt A, Angel H: Dentin nach unterschiedlicher Behandlung in vivo. *DZZ* 41 (1986) 245-249
- 129 Peutzfeld A: Compomers and glass ionomers: Bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent* 9 (1996) 259-262
- 130 Prati C, Pashley DH, Montanari G: Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 7 (1991) 401-407
- 131 Quist V, Quist J: Replica patterns on composite restorations in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. *Scand J Dent Res.* 95 (1987) 87-93
- 132 Reinhardt KJ: Ein Compomer als Amalgamersatz? *Phillip J* 12 (1995) 395
- 133 Retief DH, Mandras R, Russell CM: Extracted human versus bovine teeth. *Am J Dent* (1990) 253-258

- 134 Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR & Pashley DH: Adverse surface interactions between one bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17 (2001) 542-556
- 135 Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength- evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater* 10 (1994) 236-240
- 136 Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E: Influence of cavity configuration on microleakage around Class II restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent* 16 (2004) 128-135 discussion136
- 137 Schäfer E: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen der Dentinadhäsive; Teil 1: Grundlagen der Dentinadhäsion und Adhäsive der 1. bis 3. Generation. *Zahnärztliche Welt, Zahnärztliche Rundschau, Zahnärztliche Reform. Das Deutsche Zahnärzteblatt* 108 (1999 a) 218-225
- 138 Schäfer E: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen der Dentinadhäsive; Teil 2: Von der Einführung der 4.Generation bis zu den sogenannten Ein-Schicht-Adhäsiven. *Zahnärztliche Welt, Zahnärztliche Rundschau, Zahnärztliche Reform. Das Deutsche Zahnärzteblatt* 108 (1999 b) 306-311
- 139 Schaller HG, Kielbassa Am, Daiber B: Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *DZZ* 49 (1994) 830-833
- 140 Schaller HG, Stummbaum P, Götze W: Der Einfluß der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Deutsche Stomatol* 41 (1991) 369-371
- 141 Schaller HG: Schmelz- und Dentinhaftung. *DZZ* 6 (1999) 54-60
- 142 Schneider H: *Konservierende Zahnheilkunde*. 6. Auflage Apollonia Verlag, Linnich (1995)
- 143 Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie*. 1. Auflage Thieme, Stuttgart (1976)
- 144 Schupbach P, Krejci I, Lutz F: Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Si* 105 (1997) 344-352
- 145 Soderholm KJ: Die hydrolytische Degradation von Compositen. *J Mater Sci* 18 (1993) 323-328
- 146 Soltez U: Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *ZM* 88 (1998) 1404
- 147 Stanford JW, Sabri Z, Jose S: A comparison of the effectiveness of dentin bonding agents. *Int Dent J* 35 (1985) 139-144

- 148 Stenley HR; Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M: The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surfaces and age. *J Oral Pathol* 12 (1983) 257-289
- 149 Stenvik A, Iverson J, Mjör JA: Tissue pressure and histology of normal and inflamed tooth pulps in macaque monkeys. *Arch oral Biol* 17 (1972) 1501-1511
- 150 Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 26 (1995) 95- 110
- 151 Tagami I, Tao L, Pashley DH: Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6 (1990) 45-50
- 152 Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S: Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 6 (1993) 136-138
- 153 Tay FR, Gwinnett AJ, Wie, S.H.Y.: The overwet phenomenon: A transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 9 (1996 a) 43
- 154 Tay FR, Gwinnett AJ, Wie, S.H.Y.: The overwet phenomenon: A transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 9 (1996 b) 161
- 155 Tay FR, King NM, Suh BI, Pashley DH: Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent* 3 (2001) 207-225
- 156 Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part 1. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 5 (2003) 27-40
- 157 Tay FR, Pashley DH: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17 (2001) 296-308
- 158 Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA: Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 14 (2001) 205-10
- 159 van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, van Herle G: Morphological aspects of the resin dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71 (1992) 150-154

- 160 van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G: Enamel and dentin adhesion pp. 178-235 In: Summit JB, Robins JW, Schwartz RS, dos Santo J (Eds) Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach. Quintessence Publishing Co. Chicago (2001)
- 161 van Meerbeek, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, van Herle G, Sano H: Microtensile bond strength of eleven modern adhesive systems to enamel. IADR (2001) abstract 563
- 162 Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M: Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. J Prosthet Dent 75 (1996) 254-261
- 163 Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer PD, Pashley DH: Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. Am J Dent 8 (1995) 297-302

9. Thesen

- 1 Kompositmaterialien ersetzen immer mehr das kontrovers diskutierte Amalgam in der zahnmedizinischen Füllungstherapie. Der Vorteil der Komposittechnologie liegt in einer substanzschonenden, defektorientierten Therapie mit zahnfarbenen Füllungswerkstoffen.
- 2 Als limitierenden Faktor bei Kompositfüllungen gilt der Verbund zwischen Dentin und Kunststoff. Durch selbstkonditionierende Dentinhaftvermittler kommt es zur Ausbildung einer haftvermittelnden Hybridschicht auf dem Dentin.
- 3 Moderne Hybridkomposite unterliegen bei ihrer Polymerisation einer Schrumpfung von zwei bis vier Volumenprozent, die von neueren Dentinhaftvermittlern kompensiert werden sollten.
- 4 Die Tendenz bei den Haftvermittlern geht von klassischen Mehrflaschensystemen immer mehr zur Verfahrensvereinfachung bei denen Behandlungsschritte zusammengelegt werden.
- 5 Die vorliegende Studie untersuchte qualitativ und quantitativ den neueren selbstätzenden Dentinhaftvermittler Xeno®III in Verbindung mit zwei Kompositen und einem Kompomer im Vergleich zu zwei klassischen Dentinhaftvermittlern.
- 6 Die Zugversuche wurden unter Simulation der Perfusion durchgeführt um möglichst physiologische Verhältnisse zu schaffen.
- 7 Es wurden 75 kariesfreie Weisheitszähne auf fünf Gruppen randomisiert verteilt und für axiale Zugversuche vorbereitet. In der quantitativen Untersuchung wurden die Haftkräfte ermittelt und der statistischen Auswertung zugeführt. Xeno®III erbrachte in Kombination mit den Kompositen die höchsten Haftwerte im Zugversuch.
- 8 In der qualitativen Untersuchung wurden die Proben rasterelektronenmikroskopisch beurteilt. Dabei zeigten sich zwischen den verwendeten Dentinhaftvermittlern deutliche Unterschiede in der Penetrationstiefe.

- 9 Das selbstätzende Dentinhaftvermittlersystem besitzt die Fähigkeit die Schmierschicht zu penetrieren und aufgrund seiner amphiphilen Eigenschaft in den Dentinkanälchen lange Kunststoffzapfen zu bilden.
- 10 Aufgrund der ermittelten Haftwerte für Xeno®III ist davon auszugehen, dass die initiale Konditionierungsphase und die anschließende Penetration des Dentinhaftvermittlers in das freigelegte Kollagen im Bereich des peritubulären Dentins, eine ausreichende mikromechanische Retention für Komposite ermöglicht.
- 11 Die guten In-vitro- Ergebnisse für Xeno®III in der Kombination mit Kompositen sind vielversprechend, bedürfen aber durch nachfolgende In-vivo- Studien der Bestätigung.