

**Aus der Klinik und Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung
der Universität Würzburg**

Direktor : Professor Dr. med. dent. B. Klaiber

**Randschluss von Klasse V Kavitäten nach neunmonatiger
Lagerung der Adhäsivsysteme bei Raumtemperatur**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Dominik Spelmanns

aus Ettlingen

Würzburg, Mai 2011

Referent: Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber

Korreferent: Priv. - Doz. Dr. U. Gbureck

Dekan : Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 12.12.2011

Der Promovend ist Zahnarzt

Widmung

Diese Arbeit widme ich meinen Eltern und meiner zukünftigen Frau
Ann-Kathrin.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Schmelzadhäsion	2
1.2 Dentinadhäsion	3
1.2.1 Dentinkonditionierung	3
1.2.2 Wirkmechanismen der Dentinhaftung – Hybridisierung	4
1.2.3 Einteilung der Dentinhaftvermittlern	6
1.3 Chemische Aspekte selbstkonditionierender Adhäsivsysteme - Lagerstabilität	11
1.3.1 Verschiedene Monomere selbstätzender Schmelz/Dentin Adhäsive	12
1.3.2 Initiatoren und Lösungsmittel	14
1.4 Problemstellung	15
2. Material und Methodik	16
2.1 Auswahl und Vorbereitung des Zahnmaterials	16
2.2 Präparation der Kavitäten	16
2.3 Einteilung in Versuchsgruppen	17
2.3.1 Übersicht der verwendeten Materialien	18
2.4 Legen der Füllung	20
2.4.1 Applikation des Füllungsmaterials	20
2.4.2 Füllung der Kavität mit Komposit	21
2.4.3 Ausarbeitung der Füllungen	21
2.5 Künstliche Alterung der Proben	22
2.5.1 Wasserlagerung	22
2.5.2 Temperaturwechselbelastung	22
2.6 Beurteilung der Randschlussqualität	22

2.6.1	Herstellung der Replika	22
2.6.2	Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop	23
2.6.3	Farbstoffpenetrationstest	26
2.7	Statistische Auswertung	27
3.	Ergebnisse	28
3.1.	Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse	28
3.1.1	Randschlussverhalten im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder	28
3.1.2	Randschlussverhalten im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder	32
3.1.3	Überblick der Ergebnisse im Dentin und Schmelz	36
3.2	Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests	37
3.2.1	Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests im Schmelz und Dentin	38
4.	Diskussion	42
4.1	Diskussion der Ergebnisse	42
4.1.1	Vergleich der Ergebnisse der REM – Randspaltanalyse im Schmelz	42
4.1.2	Vergleich der Ergebnisse der REM – Randspaltanalyse im Dentin	48
4.1.3	Vergleich der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstest	54
4.2	Diskussion der Methode	56
4.2.1	In-vitro versus In-vivo Studie	56
4.2.2	Proben	57
4.2.3	Kavität	58
4.2.4	Füllungstechnik und Füllungsmaterial	59
4.2.5	Künstliche Alterung durch Thermocycling	59
4.2.6	Randspaltbeurteilung unter dem Elektronenmikroskop	60
4.2.7	Farbstoffpenetrationstest	61

5	Zusammenfassung	63
6	Literaturverzeichnis	65
7	Anhang	82

1 Einleitung

Sowohl die aus verschiedensten Gründen zunehmende Ablehnung von Amalgamfüllungen als auch die immer mehr in den Vordergrund rückende Forderung nach Ästhetik in der Zahnheilkunde fördern das Interesse der Industrie, zahnfarbene Füllungsmaterialien immer weiter zu verbessern. Der entscheidende Faktor für den Langzeiterfolg einer Kompositfüllung ist neben der Verschleissfestigkeit der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial. Für einen spaltfreien Randschluss ist die Qualität des verwendeten Adhäsivsystems verantwortlich. Von diesen Systemen steht dem Zahnarzt heute eine riesige Zahl von verschiedenen Produkten zur Verfügung. Viele stellen nicht nur hohe Ansprüche an die Verarbeitung durch den Zahnarzt, sondern sind auch noch zeit- und materialaufwändig. Neuere Bondinggenerationen haben deshalb zum Ziel, die Arbeitsschritte zu vereinfachen und so mögliche Fehlerquellen zu minimieren. Mittlerweile ist die Entwicklung bei der 7. Generation, den so genannten selbststützenden All-In-One Systemen, angelangt, bei der die Anwendung auf einen einzigen Arbeitsschritt reduziert ist. Die Bestandteile für die Schmelz- und Dentinkonditionierung, der Primer und das Adhäsiv sind in einer sogenannten Einkomponentenformulierung zusammengefasst. Dies erfordert eine komplexe Abstimmung der chemischen Bestandteile, wobei zahlreiche Kompromisse eingegangen werden müssen, was neue Probleme schafft [TAY et PASHLEY 2003, MOSZNER et al. 2005]. Die ersten All-In-One Systeme mussten im Kühlschrank gelagert werden, da es bei Raumtemperatur zur Degradation der sauren Monomere kam, was zu erheblichen Funktionsverlusten führte. Diese Lagerbedingungen erwiesen sich in der Praxis als umständlich und kaum umsetzbar. Die Industrie reagierte prompt und entwickelte neue, hydrolysestabilere Monomere, die angeblich auch bei Raumtemperatur gelagert werden können. Da diese Systeme noch relativ neu sind, gibt es noch wenig Literatur, speziell zur Lagerstabilität. Da aber Praxen viele Adhäsivsysteme im Gebrauch haben, kann es durchaus vorkommen, dass diese über einen längeren Zeitraum gelagert werden. Diese Studie soll zeigen wie sich eine Lagerzeit der Systeme von 9 Monaten auf den adhäsiven Verbund bei Klasse V-Kavitäten auswirkt.

1.1 Schmelzadhäsion

Adhäsion bezeichnet das Haften von Körpern aneinander, die in engem Kontakt zueinander stehen, welches durch mechanische und/oder chemische Kräfte zustande kommt [BLUNCK, 2003].

Die glatte unbehandelte Schmelzoberfläche ist eher ungeeignet einen adhäsiven Verbund mit einem Füllungsmaterial einzugehen. Eine chemische Vorbehandlung der oberen Schmelzschicht ist erforderlich, damit ein mikromechanisches Retentionsmuster entsteht, welches die Verbindung mit einem Restaurationsmaterial erlaubt [BUONOCORE 1955, GORDAN et al. 1998, PERDIGAO et al. 2000, TOUATI et al. 2001]. Hierfür wird meistens Säure in Form von Phosphorsäure verwendet. Schmelzprismen weisen im Zentrum und in der Peripherie eine unterschiedliche Säurelöslichkeit auf. Durch das selektive Auflösen der Schmelzprismen kommt es zu einer Oberflächenvergrößerung, einer optimalen Voraussetzung für eine mikromechanische Verankerung. Außerdem wird die Oberflächenspannung erniedrigt, wodurch die Penetrierfähigkeit des Bondingmaterials begünstigt wird [AIROLDI et al. 1992, PERDIGAO et al. 2000, FRANKENBERGER 2001, TOUATI et al. 2001]. Durch die Penetration des Bondings in die Porositäten bilden sich so genannte Zotten (tags), d.h. eine Verzahnung entsteht [PERDIGAO et al. 2000]. Das hydrophobe Füllungsmaterial kann jetzt mit der Bondingschicht eine chemische Verbindung eingehen.

Bei Kavitätenrändern, die nicht die Okklusalfäche betreffen, kann durch eine leichte Anchrägung von 0,5-1mm, eine zusätzliche Verbesserung der Haftung erreicht werden. Dies führt zu einer weiteren Oberflächenvergrößerung und die Schmelzprismen werden approximal, lingual und vestibulär nicht parallel, sondern in einem günstigeren Winkel getroffen. Daraus folgen bessere Haftkräfte und Randedichtigkeiten [CRAWFORD et al. 1987, HUGO et al. 1992, DIETSCHI et HERZFELD 1998, HILTON et FERRACANE 1999, HOELSCHER et al. 2000].

1.2 Dentinadhäsion

1.2.1 Dentinkonditionierung

Wegen der physiologischen Beschaffenheit des Dentins, insbesondere wegen des Feuchtigkeitsgehalts, und des Vorhandenseins der Schmierschicht ist es viel schwieriger als im Schmelz, einen stabilen Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu erzielen [HALLER 2000, FRANKENBERGER 2001, TOUATI et al. 2001]. Die Konditionierung des Dentins mit Säure besteht darin, die Schmierschicht zu entfernen und gleichzeitig die Dentinoberfläche zu demineralisieren [NAKABAYASHI 1996]. Hierfür wird z.B. bei der Total-Etch-Technik (3./4. Generation) vor allem Phosphorsäure angewandt [MIYAZAKI et al. 1998]. Es wird nicht nur die Schmierschicht entfernt, sondern durch die Demineralisation des Dentins kommt es im peritubulären und intertubulären Dentin zum Herauslösen von Hydroxylapatitkristallen aus dem Kollagenetzwerk, so dass Kollagenfasern freiliegen. Die ausgelösten Bestandteile werden mit Wasserspray weggespült. Die Kavität wird dezent getrocknet, da das freigelegte Kollagengeflecht bei Übertrocknung sehr leicht kollabieren kann [KANCA 1996]. Um eine Anbindung der hydrophoben Monomere des niedrigviskösen Adhäsivs an das hydrophile Dentin zu erzielen, wird bei den Systemen der vierten Generation im Anschluss an die Phosphorsäure-Ätzung ein amphiphiler Primer aufgetragen. Primer sind in Wasser, Alkohol oder Aceton gelöste amphiphile Monomergemische. Diese Lösungsmittel zeichnen sich durch einen hohen Dampfdruck aus, wodurch die Monomere in die Tiefe transportiert werden, dort den Dentinliquor aus den intertubulären Räumen des Kollagengeflechtes wie aus den Dentintubuli verdrängen und durch amphiphile Monomere ersetzen [PERDIGAO et al. 1997b, FRANKENBERGER et al. 2001 b]. Nach Evaporation bleibt ein dünner Monomerfilm zurück. Zusätzlich besitzen sie eine Bindungsstelle für apolare Gruppen des Bondings. Der Primer ist so über eine Steigerung der Benetzbarkeit des hydrophilen Dentins mit einem hydrophoben Bondingmaterial unmittelbar an der Komposit-Dentin-Haftung beteiligt [LUTZ et al. 1993, HALLER 1994, VAN MEERBEEK et al. 1994]. Durch die Penetration des flüssigen Haftvermittlers in das partiell entkalkte intertubuläre Dentin und den durch das Bondingmaterial infiltrierte Kollagenfasern bildet sich nach dem

Einleitung

Härten eine Verbundschicht, die sogenannte Hybridschicht [NAKABAYASHI et al. 1982, VAN MEERBEEK et al. 1992].

Bei der Modifizierung der Schmierschicht durch Dentinhaftvermittler, welche demineralisierende Bestandteile wie Maleinsäure, Glutarsäure, Dicarbonsäure und anorganische Säuren (3. Generation) oder saure Monomere (teilweise 5./6. Generation) enthalten, handelt es sich um ein teilweises Auflösen derselben. Bei der Verwendung von z.B. Maleinsäure als Dentinkonditionierer muss zunächst der Schmelz mit Phosphorsäure behandelt werden, da Maleinsäure für den Schmelz nicht aggressiv genug ist. Man erhoffte sich dadurch mögliche Irritationen der Phosphorsäure auf die Pulpa zu umgehen. Im Dentin kommt es zu einem Anlösen der Schmierschicht, wobei die Dentintubuli nicht vollständig erweitert bzw. geöffnet werden. Beim Trocknen kommt es teilweise wieder zur Ausfällung der zuvor aufgelösten Schmierschicht. Die gelösten Bestandteile der Schmierschicht werden in die Hybridschicht mit eingelagert [VAN MEERBEEK et al. 1992, SCHALLER 1999,]. Saure Monomere kommen in Systemen vor, die Schmelz und Dentin gleichzeitig konditionieren sollen und in die konditionierte Oberfläche eindringen können (6./7. Generation). Dabei ist auf ausreichendes Auftragen zu achten, um ein adäquates Ätzmuster zu erlangen. Viele Hersteller fordern ein mehrfaches Auftragen, um eine ausreichende Haftfestigkeit und einen dauerhaften Verbund zu erzielen. Daher werden diese All-In-One- Systeme oft durch eine selektive Schmelzätzung mittels Phosphorsäure ergänzt, dessen Nutzen allerdings kontrovers diskutiert wird [MANHART et al. 2000, ERNST 2004]

1.2.2 Wirkmechanismen der Dentinhaftung – Hybridisierung

Durch die Konditionierung des Dentins entstehen eine gesäuberte Oberfläche mit freiliegendem Kollagenetzwerk und je nach Primer oder Konditionierer mehr oder weniger geöffneten Dentintubuli [VAN MEERBEEK et al. 2000]. Durch das Eindringen von Monomeren in das partiell entkalkte intertubuläre Dentin soll eine mikromechanische Verankerung in Form einer **Verzahnung** geschaffen werden. Zusätzlich dringen sie in das freigelegte Kollagenfasernetzwerk ein, was zusätzlich zur **Verklettung** führt. In den Dentinkanälchen kommt es zu einer **Zapfenbildung** (Zotten,

Einleitung

tags). Bei Erhalt der Schmierschicht sind die Monomere in dieser verankert [VAN MEERBEEK et al. 1992, PASHLEY et al. 1993, VAN MEERBEEK et al. 2000]. Der Primer mit seinen amphiphilen Monomeren versetzt das hydrophile Dentin in einen hydrophoben Zustand und macht es einem hydrophoben, niedrigviskösem Adhäsiv zugänglich [FRITZ & FINGER 1999, JAIN & STEWART 2000, GALLO et al. 2001]. Adhäsive bestehen hauptsächlich aus hydrophoben Monomeren. Vornehmlich Bisphenol A-Glycidyl Methacrylate (Bis-GMA) und Urethane Dimethacrylate (UDMA), sowie dünnflüssigen Monomeren, wie z.B. Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEG-DMA), welche die Viskosität beeinflussen. Sie dringen in die vom Primer benetzten inter-, intra- und peritubulären Räume ein und stabilisieren nach der Polymerisation das Kollagengeflecht, indem sie die sogenannte Hybridschicht bilden. Die Hybridschicht besitzt auf der Oberfläche eine ca. 15 µm starke nichtpolymerisierte Sauerstoffinhibitionsschicht, die einen Verbund mit dem darauf zu applizierenden Komposit ermöglicht [VAN MEERBEEK et al. 2001a].

Neben dem mikromechanischen Verbund wird auch ein chemischer Verbund diskutiert. Dieser soll einerseits durch Ionenbindung mit Kalzium und zum anderen durch kovalente Bindung an das Kollagengeflecht entstehen [TOUATI et al. 2001]. Als Hauptmechanismus wird jedoch die mikromechanische Retention im Bereich des partiell entkalkten intertubulären Dentins angenommen [VAN MEERBEEK et al. 1992, GWINNETT 1994, HICKEL 1994, HALLER et al. 1995, PERDIGAO et LOPES 2001, TOUATI et al. 2001]. In der Literatur wird kontrovers diskutiert welchen Einfluss die Länge und die Anastomosen der Kunststoffzapfen auf die Haftkraft haben oder ob tatsächlich chemische oder kovalente Bindungen bestehen [VAN MEERBEEK et al. 1992, PASHLEY et al. 1993, SCHUCKAR et GEURTSSEN 1997, SHINCHI et al. 2000, VAN MEERBEEK et al. 2000, TOUATI et al. 2001]. Von manchen Autoren wird eine Haftkraft von ca. 20 MPa zwischen Hybridschicht und Komposit als ausreichend beschrieben um der Polymerisationsschrumpfung des Füllungsmaterials entgegenzuwirken [IANZANO et GWINNETT 1993, RETIEF et al. 1994]. Andere Autoren sind unschlüssig, welche Haftwerte notwendig sind, einer Schrumpfung entgegenzuwirken um so Randspalte zu verhindern [HALLER 2000, TOUATI et al. 2001, SCHUCKAR et GEURTSSEN 1997, PERDIGAO et LOPES 1999].

Einleitung

1.2.3 Einteilung der Dentinhaftvermittler

Die frühere Einteilung der Adhäsivsysteme in verschiedene Generationen wird heute nicht mehr verwendet. VAN MEERBEEK [2001] teilt moderne Adhäsive in selbststützende und Adhäsive mit separatem Ätzzvorgang ein. Eine weitere Unterteilung erfolgt nach der Zahl der Arbeitsschritte.

Die ersten Systeme seien hier der Vollständigkeit halber erwähnt. Ihnen ist gemeinsam, dass es keine Konditionierung des Dentins durch Ätzung gibt [VAN MEERBEEK et al. 2001]. Phosphatester und später Monomere wie Isocyanit sollten ionische Bindungen mit den Kalziumionen der Schmierschicht und der Dentinoberfläche eingehen. Es kam zu hydrolytischen Spaltungen im Bereich der Schmierschicht, wodurch nur unzureichende Haftwerte von 2 – 5 MPa erreicht werden konnten [PASHLEY et CARVALHO 1997, FRANKENBERGER 2000, FREY 2000, PERDIGAO et al. 2000 TOUATI et al. 2001]. Dentinhaftvermittlern dieser Generationen kommt deswegen heute klinisch keine Bedeutung mehr zu.

Bei der weiteren Entwicklung versuchte man statt einer chemischen Verbindung eine mikromechanische Verankerung zu erzielen. Durch eine selektive Schmelzätzung mit 30-40 % iger Phosphorsäure werden die Schmelzränder angeätzt. Das Dentin wird durch selbststützende Primer konditioniert, welche milde Säuren und Monomere oder Monomergemische wie 4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META) oder Hydroxyethylmethacrylate (HEMA) gelöst in Wasser, Ethanol oder Aceton, enthalten. Die Lösungsmittel dienen der besseren Benetzbarkeit des hydrophilen Dentins [HALLER 1994]. Das freiliegende Kollagen wird imprägniert und Bonding kann einfließen. Teile der Schmierschicht fallen bei Verdunsten des Primers zum Teil wieder aus und werden in die Hybridschicht mit eingebaut. Zwar wurden durch diese Technik erstmals tolerable Haftwerte erreicht, allerdings war die Anwendung recht schwierig und fehleranfällig [FRANKENBERGER 2000, FREY 2000, TOUATI et al. 2001].

Etch-Rinse – Total Etch

Mit der vierten Generation wurde die Total-Etch-Technik eingeführt [FUSAYAMA et al. 1979, FRANKENBERGER 2001], wobei Schmelz und Dentin gleichzeitig mit 20 –

Einleitung

40%iger Phosphorsäure geätzt werden. Um ein sicheres Ätzmuster im Schmelz zu erzielen und eine Überätzung des Dentins zu vermeiden, beginnt man mit der Applikation des Ätzgels im Schmelz. Im Dentin wird so die Schmierschicht aufgelöst und die Kollagenfasern freigelegt, wodurch ein Flüssigkeitsfilm auf der Oberfläche entsteht. Daher war es notwendig, amphiphile hydrophile Monomere wie HEMA zu verwenden. Die Systeme bestehen aus mehreren Komponenten (multi-bottle) : Konditionierer, Primer und Adhäsiv [CHRISTENSEN 2001]. Durch zu langes Ätzen des Dentins wird die Demineralisationstiefe des Kollagengeflechts erhöht, in welches die Monomere von Primer und Adhäsiv möglicherweise nicht vollständig infiltrieren [WANG & SPENCER 2004]. Aber auch durch zu starkes Trocknen nach dem Abspülen des Ätzgels kann es nach dem Kollabieren der Kollagenfasern zu solch einer fehlerhaften Monomerinfiltration kommen [PASHLEY et al. 1993, PASHLEY et al. 1994]. Daher wird bei diesem Vorgehen die „Moist-Bonding-Technik“ empfohlen, um den Kollaps zu vermeiden [KANCA 1992a]. Nach versehentlichem Übertrocknen, besteht die Möglichkeit des Rewettings [TAY et al. 1997]. Dabei wird das Dentin mit einem feuchten Microbrush wiederbefeuchtet. Aber auch in Wasser gelöste Monomere wie HEMA können die Kollagenfasern wieder aufrichten. Mit der vierten Generation wurden erstmals Haftwerte von 20-30 MPa erreicht [FRANKENBERGER 2000, FREY 2000, PERDIGAO et al. 2000, TOUATI et al. 2001].

Charakteristisch für die bisher beschriebenen Generationen ist die Trennung von Primer und Bonding-Agent.

Primer – Adhäsive

Trotz guter klinischer Ergebnisse der Dreifachsysteme, wurde die Forderung nach einem schnelleren und weniger technikanfälligem Material immer größer. Der Begriff One-Bottle-Bonding steht hier im Vordergrund. Dabei sind Primer und Adhäsiv zusammen in einer Flasche enthalten [FRANKENBERGER et al. 2000b]. Die ersten Systeme verfügten über keine konditionierende Wirkung, so dass vor ihrer Applikation Phosphorsäure aufgetragen wurde. Wobei wieder auf die moist-bonding-Technik geachtet werden musste [SCHÄFER 1999b, ERNST et al. 2001]. Da das Problem des moist-bonding nicht gelöst werden konnte, setzte man den Adhäsiven Substanzen zu, welche in der Lage sind ein kollabiertes System wieder aufzurichten und zu rehydrieren.

Einleitung

Im Vergleich zur Etch – Rinse Technik zeigen sich 10-30% geringere Haftwerte, wobei klinisch nichts auf Qualitätseinbußen im adhäsiven Verbund hindeutet [ERNST et al. 2004].

Selbstkonditionierende Systeme

Um das Vorgehen weiter zu vereinfachen und die Nachteile der Total-Etch-Technik zu überwinden, wurden selbstkonditionierende Adhäsive konzipiert, die eine Konditionierung von Schmelz und Dentin und die Applikation von Primer und zum Teil sogar Bonding in einem Schritt erlauben. Erreicht wird dies durch den Zusatz saurer Monomere. So kommt es zu keiner Differenz zwischen Ätztiefe und Penetration des Adhäsives [HALLER et BLUNCK 2003]. Die Instabilität einzelner Bestandteile machte aber die Aufbewahrung in einer Flasche unmöglich, weshalb ein Anmischen vor der Applikation erforderlich war [FRANKENBERGER 2000, FREY 2000, HALLER 2000]. Später gab es Systeme, die eine Lösung aus einem fein abgestimmten Gleichgewicht einzelner Komponenten beinhaltete. Im Kontakt mit der Restfeuchtigkeit der Zahnoberfläche verändert sich dieses so, dass Protonen freigesetzt werden, die zur Ätzung der Zahnoberfläche führen.

Um das Auftragen einzelner Lösungen endgültig zu eliminieren, wurden Systeme entwickelt, die Konditionierer, Primer und Adhäsiv in einer Flasche zusammenfassen. Sie lassen sich unterteilen in mild ($\text{pH} > 2$), moderat ($1 < \text{pH} < 2$) und stark ($\text{pH} < 1$), bezogen auf ihre Zusammensetzung und Konzentration an polymerisierbaren Säuren und/oder sauren Monomeren [TAY & PASHLEY 2001]. Erreicht wurde dies durch die Anwendung von gebrauchsfertigen Lösungen für die Einmalapplikation, in denen das für die Dissoziation der Säuregruppen erforderliche Wasser bereits enthalten ist. Für diese Art von Adhäsiven sind allerdings selbstkonditionierende Monomere, die ausreichend hydrolysestabil sind, erforderlich [HALLER & BLUNCK 2003]. Diese Problematik erfordert die Lagerung der Systeme im Kühlschrank. Des Weiteren ist zu beachten, dass One-bottle-Systeme nicht mit selbsthärtenden Aufbaukompositen verwendet werden dürfen, da ihre sauren Bestandteile die Polymerisation entlang der Kontaktfläche inhibieren, was die Dentinhaftung drastisch reduziert [SANARES et al. 2001, TAY et al. 2003, MOLLE et al. 2007]. Als Vorteil der Selbstkonditionierung ist die im Vergleich zur Total-Etch-Technik seltener auftretende postoperative

Einleitung

Überempfindlichkeit zu nennen [UNEMORI et al. 2004]. Dies ist sicherlich auf den geringeren Ausstrom an Dentinliquor zurückzuführen. Dazu tragen zum einen die im Vergleich zur Phosphorsäure weniger aggressiven sauren Monomere bei, zum anderen die Hybridisierung der Smear Plugs, wodurch insgesamt das Risiko einer unvollständigen Dentinversiegelung geringer ist als beim Total-Etch Verfahren [HALLER et al. 1992, CHERSONI et al. 2004, HASHIMOTO et al. 2004]. Neure Studien belegen allerdings, dass dieser Effekt eher bei selbstkonditionierenden Zweischrittsystemen als bei den All-In-One Adhäsiven auftritt, bei denen es in Einzelfällen sogar zur Erhöhung der Dentinpermeabilität im Vergleich zur unbehandelten Schmierschicht kommen kann [CHERSONI 2004]. Auch in klinischen Studien konnte keine geringere postoperative Hypersensibilität festgestellt werden [CASSELLI & MARTINS 2006, PERRY 2007]. Besonderes Augenmerk muss auf die Schmelzhaftung gelegt werden, welche von der Ätzstärke des Bonding Systems abhängt. Diese ist bei herkömmlicher Phosphorsäureätzung immer noch erheblich höher [HANNIG et al. 2002, PERDIGAO & GERALDELI 2003, SALZ et al. 2006]. Mittlerweile gibt es viele Studien, die belegen, dass die Haftkraft von Komposit zu Schmelz bei Verwendung aktueller selbstätzender Bondingssysteme im Vergleich zu älteren Etch-and-Rinse Systemen signifikant schwächer ist [DE MUNK et al. 2003, INOUE et al. 2003, ERNST et al. 2004, LOPES et al. 2004, GORACCI et al. 2004, DE MUNK et al. 2005, BRACKETT et al. 2006, YAZICI et al. 2007, LOGUERICO et al. 2008]. Ein häufigeres Vorkommen von Füllungsdefekten im Schmelz konnte auch in klinischen [BITTENCOURT et al. 2005, LOQUERCIO et al. 2007, PERDIGAO et al. 2007, RITTER et al. 2008, VAN LANDUYT et al. 2008] sowie in Laborstudien beobachtet werden [FRANKENBERGER & TAY 2005, FRANKENBERGER et al. 2008]. Autoren wie ERICKSON fordern, auch bei den All-In-One Systemen, vor der Applikation eine Phosphorsäureätzung durchzuführen, da man in verschiedenen Versuchen zeigen konnte, dass dadurch annähernd so gute Ergebnisse wie mit Etch-and-Rinse Systemen zu erzielen sind [ERICKSON et al. 2009]. Sicherlich ist diese Forderung nicht ganz unstrittig, da der Nutzen, in Bezug auf die vereinfachte Anwenderfreundlichkeit, für die diese Systeme ja entwickelt wurden, stark in Frage gestellt wird. Man darf also schlussfolgern, dass All-in-One Systeme noch längst nicht

Einleitung

ihren höchsten Entwicklungsstand erreicht haben und sich fragen, in wie weit die Vorteile oder Nachteile überwiegen.

Zusammenfassend lassen sich die Vor- und Nachteile von Einflaschenpräparaten wie folgt zusammenfassen :

Als Vorteile sind zu nennen :

- Eine verkürzte Applikationszeit
- Eine scheinbar vereinfachte Anwendung mit geringerer Techniksensitivität.
- Demineralisationstiefe entspricht der Penetrationstiefe
- Kein Kollagenkollaps durch Übertrocknen des Dentins
- Durch geringere Ätzung weniger Nanolekage
- Kein moist- oder wet-bonding

Die Nachteile sind :

- erheblich geringere Schmelzhaftung.
- Geringere nano-interactionszone von nur 300 nm [PERDIGAO et al. 2005, DE MUNCK 2004]
- Geringere Haftung an sklerosiertem Dentin [TAY et al. 2003]
- Zusätzliche Anrauhung des Schmelzes erforderlich
- Durch Verbleib von Wasser in der Hybridschicht und unvollständiger Polymerisation der Monomere lässt sich Nanolekage nicht ausschließen [OKUDA et al. 2001, YUAN et al. 2007]
- Bildung einer semipermeablen Membran, an der Wasser aus dem Dentinliquor an die Oberfläche treten und so die Adaptation des hydrophoben Komposits negativ beeinflussen kann [HASHIMOTO et al. 2004, HASHIMOTO et al. 2005]
- Hydrophile und hydrophobe Bestandteile befinden sich in einer Lösung, wodurch ein labiles Gleichgewicht besteht [PERDIGAO 2005].

Einleitung

- Besonders schwierig ist die Evaporation von Wasser beim Verblasen. Dieses ist zum einen wichtig für die Stärke des Ätzprozesses, zum anderen behindert zu viel verbleibendes Wasser die Polymerisation und schwächt den Verbund.

1.3 Chemische Aspekte selbstkonditionierender Adhäsivsysteme **Lagerstabilität**

Das Konzept selbstätzender Adhäsive basiert auf dem Einsatz polymerisierbarer, saurer Monomere, die in der Lage sind, sowohl Dentin als auch Schmelz gleichzeitig zu konditionieren. Das nach wie vor am häufigsten verwendete selbstätzende Adhäsivsystem besteht aus der Konditionierung von Dentin und Schmelz durch einen selbstätzenden Primer gefolgt von einem Adhäsiv. Die meisten der heute auf dem Markt befindlichen selbstätzenden Primern/Adhäsiven basieren auf Methacrylaten mit einem pH-Wert im Bereich zwischen 1,5 – 2,5 [MOSZNER et al. 2005]. Unter solchen stark sauren Bedingungen werden Esterverbindungen wie in HEMA, Tetraethyleneglycol Dimethacrylate (TEGDMA), methylene diphosphonate (MDP) oder HEMA-Phosphat hydrolytisch gespalten [NISHIYAMA et al. 2004, SALZ et al. 2005]. Als weiterer Nachteil ist die relativ hohe Wasseraufnahme nach der Polymerisation zu nennen [TAY et al. 2004, TAY et al. 2002].

Die Monomere in selbstätzenden Dentin/Schmelz Adhäsiven können nach MOZNER [2005] bezüglich ihrer Funktion in drei Gruppen unterteilt werden : 1. selbstätzende Adhäsiv-Monomere 2. cross-linking Monomere 3. zusätzliche monofunktionale Co-Monomere. Folgende Anforderungen werden an diese gestellt [VAN LANDUYT et al. 2007] :

- Hoher Anteil freier Radikale für die Polymerisation bzw. Copolymerisation.
- Optimale Löslichkeit in Aceton oder Ethanol
- Ausreichende Stabilität der Monomere und der daraus gebildeten Polymere gegen Degradation durch Sauerstoff, Hitze, Licht und Wasser
- Minimale Wasseraufnahme und geringe Schwellung der entstandenen Polymere
- Geringe Polymerisationsschrumpfung
- Geringe Toxizität und Zytotoxizität

Einleitung

Speziell an die selbstätzenden Monomere werden neben den obengenannten folgende Anforderungen gestellt :

- Die Fähigkeit Schmelz in relativ kurzer Zeit zu ätzen
- Optimale Befeuchtung und Filmbildung auf der Zahnoberfläche und die Penetration von Dentinkanälchen
- Schnelle ionische oder kovalente Reaktion mit Bestandteilen der Zahnhartsubstanz

Um diesen Anforderungen gerecht zu werden sind die sauren Monomere grundsätzlich alle nach dem gleichen Schema aufgebaut. Sie bestehen aus drei Komponenten :

- Einer polymerisierbaren Gruppe, die sowohl mit anderen Monomeren oder mit dem Restaurationsmaterial reagieren kann.
- Einer sauren Gruppe, welche die Zahnhartsubstanz ätzen und mit ihr chemisch reagieren soll.
- Einer Platzhaltergruppe, verantwortlich für die Löslichkeit, die Flexibilität und die Befeuchtungseigenschaften.

1.3.1 Verschiedene Monomere selbstätzender Schmelz/Dentin Adhäsive

Phosphorhaltige Monomere können Schmelz und Dentin ätzen. Des Weiteren verbessern sie die Monomerdiffusion in konditioniertes und darunterliegendes intaktes Dentin [MOSZNER 2005]. Beispiele für solche sauren Methacrylatphosphate sind die Reaktionsprodukte von oxychloridiertem Phosphor mit beispielsweise Bisphenol A-Glycidylmethacrylat (bis-GMA) oder Methylethylolphosphat (MEP) [RUSE & SMITH 1991]. Sowohl pH-Werte zwischen 1-2 als auch die Anwesenheit von Wasser, welches neben Ethanol häufig als Lösungsmittel in selbstätzenden Adhäsiven verwendet wird, führen durch Hydrolyse zur Auflösung von Esterbindungen [MOSZNER 2005]. Die höchste hydrolytische Stabilität der genannten phosphorhaltigen Monomere in wässriger Lösung hat MDP, allerdings nur wenn es im Kühlschrank gelagert wird [SALZ 2005]. Daher wurden neue saure Monomere, die Acryl-Ether-Phosphate, z.B. methacrylic ether phosphonic acids (MAEPA) entwickelt, wobei die

Einleitung

polymerisierbare Methacrylatgruppe und die stark saure Phosphorsäuregruppe über eine stabilere Etherverbindung verknüpft sind. Sie weisen eine verbesserte Hydrolysestabilität und Polymerisationsreaktivität auf [MOSZNER et al. 1999, MOSZNER et al. 2001, SALZ et al. 2004, SALZ et al. 2005]. Untersuchungen konnten zeigen, dass MAEPA bei 42°C über einen Zeitraum von 4 Monaten stabil ist [ZEUNER et al. 2003, MOSZNER 2004, SALZ et al. 2004].

Eine weitere Gruppe sind die polymerisierbaren Carboxylsäuremethacrylate, die allerdings in wässrigen Lösungen nur einen pH-Wert von über 2 erreichen und somit nicht in der Lage sind, den Zahn effektiv zu ätzen. Beispiele hierfür sind 4-Methacryloxyethyl trimellitate (4-MET) und 4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META). Nach der Polymerisation sollen Spaltprodukte von 4-MET, die in Ethanollösungen entstehen, das unter der Hybridschicht liegende [CARVALHO et al. 2005] Dentin weiter ätzen. Diese Spaltprodukte haben eine stärkere Ätzkraft, aber ihre polymerisierbare Methacrylatgruppe verloren.

Neben den sauren Monomeren sind in selbstätzenden Adhäsiven mono- und bifunktionelle Methacrylate enthalten, welche die Mischbarkeit, die Viskosität, das Befeuchtungs- und Filmbildungsverhalten, die Monomerpenetration und die Polymerisationsreaktivität des flüssigen Adhäsivs sowie den Hybridlayer in Bezug auf mechanische Widerstandsfähigkeit, Wasseraufnahme und Stabilität gegen hydrolytische oder enzymatische Degeneration positiv beeinflussen sollen [MOSZNER 2005]. Das am häufigsten verwendete Monomethacrylat ist HEMA, welches allerdings hydrolytisch instabil ist und in konzentrierten Lösungen Verbindungen eingeht, welche die Hydrolyse fördern [KAZANTSEV et al. 2003]. Zusätzlich werden sogenannte Cross-linking Dimethacrylate eingesetzt. Sie sollen in erster Linie die Bildung eines Polymernetzwerkes hervorrufen, was positive Effekte auf die Polymerisationsrate und die Hybridschicht hat. Häufig verwendet werden Bis-GMA, GDMA (Glycol Dimethacrylate), UDMA und TEGDMA. Dabei zeigt Bis-GMA eine hohe Reaktivität und gute Viskosität, aber schlechte Löslichkeit in Wasser. TEGDMA und GDMA verhalten sich dagegen konträr zu Bis-GMA. Auch diese Methacrylate sind in sauren Lösungen nicht hydrolysestabil [MOSZNER 2005]. Wie für die o.g. Monomere wurde auch hier nach einer Lösung der Hydrolyseanfälligkeit gesucht. Man entwickelte die

Einleitung

(Meth)acrylamide, welche hydrolytisch stabiler als die Esterverbindungen sind, da ihre Carbonylgruppen eine erheblich geringere Reaktivität aufweisen. Diese Amid-Derivate von Methacrylaten sind zunächst bei einem pH-Wert von 0,94 stabil, fangen aber dennoch nach 70 Tagen an zu hydrolysieren [NISHIYAMA 2004]. Nishiyama fordert deswegen auch Produkte mit den neuen Methacrylamiden kühl zu lagern und so schnell wie möglich aufzubrechen [NISHIYAMA et al. 2004].

1.3.2 Initiatoren und Lösungsmittel

Eines der Hauptprobleme von selbstätzenden Adhäsiven ist die Säure-Base-Reaktion der sauren Monomere mit Aminen, welche häufig als Initiatoren in Form eines Camphorquinon/Amin Systems enthalten sind [SANARES et al. 2001, CHEONG et al. 2003, TAY et al. 2003, SALZ et al. 2005]. Dadurch verringert sich die Konzentration der Amine und der gebildeten Aminradikale, welche verantwortlich sind für den Start der Polymerisation [IMOTO et al. 1955, GROSS 1979]. Verzögerte Polymerisationen sowohl im Hybridlayer als auch auf der Sauerstoffinhibitionsschicht, welche für die Verbindung zum Komposit verantwortlich ist, sind die Folge. Aus diesem Grund ist es notwendig, dass die Konzentration der Amine exakt auf die der sauren Monomere abgestimmt ist [RUYTER 1981, ZHENG et al. 2001, JAYASOORIYA et al. 2003,].

Auch das Lösungsmittel des jeweiligen Adhäsivsystems hat einen Einfluss auf seine Eigenschaften und Haltbarkeit. Die meisten selbstätzenden Adhäsive verwenden Wasser als Lösungsmittel. Dies ist notwendig für ionische Prozesse wie der Entfernung des Smear-layers oder der Ätzung von Dentin und Schmelz. Im Gegensatz zur Total-Etch-Technik befeuchten selbstätzende Adhäsive, abhängig von ihrem Wasseranteil, die Dentinoberfläche weniger effektiv [SCHULZE et al. 2005]. Ein Überschuss an Wasser kann allerdings den Anteil an Monomeren im Kollagenetzwerk senken und sogar ihre Polymerisation verhindern, wodurch eine geringere Dichte an cross-linking Monomeren in der Hybridschicht entsteht [JACOBSEN et al. 1995]. Zusätzlich zum Wasser findet sich häufig Ethanol oder Aceton. Diese sollen dafür sorgen, dass das Trocknen mit dem Luftbläser nach der Applikation durch Verdunstung des Alkohols beschleunigt wird, wobei eine zu starke Austrocknung sich negativ auf den mechanischen Verbund

Einleitung

auslösen kann [NALLA et al. 2005]. Bei Aceton ist zu erwähnen, dass es zu einer Phasenseparation und Präzipitation von Monomer-Komponenten kommen kann. Des Weiteren ändert sich während der Verdunstung das Verhältnis zwischen Wasser und Aceton [MOSZNER 2005].

1.4 Problemstellung

Ziel der Untersuchung ist die In-vitro-Evaluation der Randadaptation acht verschiedener handelsüblicher Dentinhaftvermittler, welche über einen Zeitraum von neun Monaten bei Raumtemperatur zwischen 22 und 30 °C gelagert wurden. Nach künstlicher Alterung der Proben wurden diese zur Beurteilung der erreichten Randdichtigkeit, als Maß für die Wirksamkeit der Adhäsive, unter dem Elektronenmikroskop qualitativ und quantitativ ausgewertet. Die Ergebnisse wurden mit denen der „frischen“ Adhäsive aus der Dissertation von Frau Dorothea Kahlert verglichen.

2 Material und Methode

2.1 Auswahl und Vorbereitung des Zahnmaterials

Für den Versuch wurden 80 kariesfreie, menschliche Zähne ausgewählt. Vornehmlich handelte es sich um Weisheitszähne, da diese meist weder kariöse noch größere Schmelzdefekte aufweisen. Die Zähne wurden bis zum Versuchsbeginn in 1% iger Chloramin-T-Lösung aufbewahrt [PAGNIANO et. al 1986, RUEGGBERG 1991].

Zur Vorbereitung wurden die Zähne von harten und weichen Auflagerungen befreit. Reste der Desmodontalfasern wurden mit einem Skalpell entfernt. Um die Zähne später zum Zersägen in eine Vorrichtung spannen zu können, wurden die Wurzeln mit Autopolymerisat (Paladur transparent®, Kulzer) in einem Messingzylinder von 1 cm Höhe und 1 cm Durchmesser eingebettet. Danach kamen sie zur Aufbewahrung wieder in 1%ige Chlormain -T- Lösung.

2.2 Präparation der Kavitäten

An den 80 Molaren wurden Präparationen der Klasse V nach Black durchgeführt. Die Lage der Kavität wurde so gewählt, dass der Kavitätenrand nach okklusal im Schmelz und nach apikal im Dentin liegt. Die beiden Flächen treffen sich in einem Winkel von ungefähr 45 ° und haben eine Länge von 2,5 mm bis 3 mm. Die Präparationen wurden mit einem roten Winkelstück (KaVo, Intramatic LUX 2, 24 LN) bei einer Drehzahl von 120000 Umdrehungen unter Wasserkühlung vorgenommen. Zum Erhalt möglichst genormter Kavitäten wurde an dem zylindrischen Diamantschleifer mit abgerundeten Kanten (Korngröße von 107-126 µm, Ø 1,2 mm, Nr. 835 KR 012, Komet, Lemgo, Deutschland) eine farbliche Markierung angezeichnet. Die Präparationflächen im Schmelz wurden anschließend mit einem zylindrischen Feinkorndiamanten (Nr. 835 KREF 012, Komet, Lemgo, Deutschland) finiert und leicht angeschrägt. Im Dentin wurden keine Anshrägungen vorgenommen. Des Weiteren wurden die Präparationen mit einer Pa – Sonde (PCP – 12, Hu-Friedy Mfg. Co., Inc., USA) nachgemessen und visuell auf Fehler überprüft.



Abb. 1 Präparierte (links) und gefüllte (rechts) Kavität in Aufsicht

2.3 Einteilung in Versuchsgruppen

Für die Untersuchung wurden acht verschiedene selbstkonditionierende Adhäsivsysteme verwendet, welche alle im Juni 2007 frisch von den Herstellern bezogen und im Rahmen der Dissertation von KAHLERT erstmals geöffnet und benutzt wurden. Diese wurden bis März 2008 bei den Jahreszeiten entsprechenden Temperaturen gelagert und nun erneut für diese Untersuchung verwendet. Mit jedem Adhäsivsystem wurden zehn Zähne gefüllt. Die Versuchsgruppen :

- Gruppe 1. : Adper ® Prompt® L-Pop® (Fa. 3M ESPE) Lot. :288785
- Gruppe 2. : iBond ® (Fa. Heraeus Kulzer) Lot. :010080
- Gruppe 3. : Clearfil ®S3 Bond ® (Fa. Kuraray Dental) Lot. :41124
- Gruppe 4. : Optibond ® Fl (Fa. Kerr) Lot. :Primer 456153, Adhesive 2716264
- Gruppe 5. : Xeno V ® (Fa. Densply) Lot. :0704000721
- Gruppe 6. : Filtek ® Silorane (Fa. 3M ESPE) Lot. :AWT-3/3
- Gruppe 7. : Optibond ® All-In-One (Fa. Kerr) Lot. :C03343
- Gruppe 8. : AdheSE ® One Vivapen (Fa. Ivoclar Vivadent) Lot. :K14311

2.3.1 Übersicht der verwendeten Materialien

Produkt	Inhaltsstoffe	Anwendung
<p>Adper[®] Prompt[®] L-Pop[®] (Fa. 3M ESPE)</p> <p>geöffnet : 04.06.2007</p> <p>Verfallsdatum : 06 - 2009</p> <p>Lagerung : nicht über 25 °C</p>	<p>Liquid 1 (red blister):</p> <ul style="list-style-type: none"> - Methacrylated phosphoric esters - Bis-GMA - Camphorquinone - Stabilizers <p>Liquid 2 (yellow blister):</p> <ul style="list-style-type: none"> - Water - HEMA - Polyalkenoic acid - Stabilizers 	<p>15 Sekunden unter Druck einmassieren, mit sanftem Luftstrom vollständig zu dünnem Film verblasen, zweite Schicht einmassieren, 10 Sekunden lichthärten</p>
<p>iBond[®] (Fa. Heraeus Kulzer)</p> <p>geöffnet : 08.07.07</p> <p>Verfallsdatum : 04 - 2008</p> <p>Lagerung : geöffnet bei 4 - 10 °C</p>	<ul style="list-style-type: none"> - UDMA - 4-META - Aceton - Wasser - Photoinitiatoren, - Stabilisatoren, - Glutardiadehyd 	<p>kurz schütteln, drei mal zuerst auf Schmelz dann auf Dentin auftragen, leichtes einmassieren, 30 Sekunden einwirken lassen, sanfter Luftstrom bis keine Flüssigkeitsbewegung mehr zu sehen ist, Trocknen für einige Sekunden fortsetzen, Oberfläche muss komplett glänzen, 20 Sekunden Polymerisation</p>
<p>Clearfil[®] S3 Bond (Fa. Kuraray Dental)</p> <p>geöffnet : 10.06.07</p> <p>Verfallsdatum : 05 - 2008</p> <p>Lagerung : geöffnet bei 2 - 8 °C</p>	<ul style="list-style-type: none"> - MDP - Bis-GMA - HEMA - Hydrophic Dimethacrylat di-campherchion - Äthylalkohol - Wasser - kolloidales Siliziumoxyd 	<p>10 Sekunden mit Phosphorsäure anätzen, mit Applikator auftragen, 20 Sekunden belassen, mit stärkerem Luftstrom 5 Sekunden lang gleichmäßig verteilen, ausreichend trocknen, 10 Sekunden härten</p>

Material und Methode

<p>Optibond ® F1 (Fa. Kerr) geöffnet : 03.06.07 Verfallsdatum : 07 - 2008 Lagerung : vor Licht schützen, unter Raumtemperatur</p>	<ul style="list-style-type: none"> - HEMA - GPDM - PMM - Campherchinon - Ethanol - Wasser 	<p>15 Sekunden mit Phosphorsäure ätzen, Primer 15 Sekunden einbürsten, 5 Sekunden schwach verblasen, Adhäsiv mit leichten Bürstbewegungen auftragen, 20 Sekunden lang härten</p>
<p>Xeno V ® (Fa. Densply) geöffnet : 24.06.07 Verfallsdatum : 11 - 2008 Lagerung : vor Sonneneinstrahlung schützen, bei 2 - 24 °C</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Bifunktionelle Acrylmonomere mit Amidfunktion - Acrylaminoalkyl-sulfonsäure - inverse funktionalisierte Phosphorsäureester - Acrylsäure - KC - Co-Initiatoren - Butyliertes Benzendiol - Wasser - Tert-Butanol 	<p>1 - 2 Tropfen in Clixdish, doppeltauftragen, 20 Sekunden mit Applikator hin und her bewegen, Überschuss mit Luftbläser für mind. 5 Sekunden trocknen bis gleichmäßig glänzende Schicht entsteht, 20 Sekunden lichthärten.</p>
<p>Filtek ® Silorane (Fa. 3MESPE) geöffnet : 03.06.07 Verfallsdatum : 12 - 2007 Lagerung : vor Sonneneinstrahlung schützen, bei 2 - 8 °C</p>	<p>Vom Hersteller nicht zur Verfügung gestellt</p>	<p>schütteln, Primer 15 Sekunden einmassieren, Primer verblasen bis Flüssigkeit sich nicht mehr bewegt, 10 Sekunden lichthärten, Bonding schütteln und auf gesamte Kavität auftragen, mit sanftem Luftstrom verblasen bis sich Flüssigkeit nicht mehr bewegt, 10 Sekunden härten.</p>

Material und Methode

<p>Optibond® All-In-One (Fa. Kerr)</p> <p>geöffnet : 08.07.2007</p> <p>Verfallsdatum : 03 -2009</p> <p>Lagerung : bei 2 - 8 °C</p>	<p>Vom Hersteller nicht zur Verfügung gestellt</p>	<p>10 Sekunden schütteln, großzügige Menge auf Schmelz und Dentinoberfläche auftragen, 20 Sekunden bürstend arbeiten, 20 Sekunden zweite Schicht bürstend auftragen, leichter Luftstrom, danach mittelstarker Luftstrom für mindestens 5 Sekunden, 10 Sekunden lichthärten.</p>
<p>AdheSE® One (Fa. Ivoclar Vivadent)</p> <p>geöffnet : 07.06.07</p> <p>Verfallsdatum : 04 - 2009</p> <p>Lagerung : bei 2 - 28 °C</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Bisacrylamidderivat - Wasser - Bismethacrylamid dihydrogenphosphat - Aminosäureacrylamid - hochdisperse - Siliziumdioxid - Katalysatoren - Stabilisatoren 	<p>Applikation einer ausreichenden Menge vom Schmelz her beginnend 30 Sekunden einmassieren, Überschüsse mit starkem Luftstrom verblasen bis kein beweglicher Flüssigkeitsfilm mehr sichtbar ist, 10 Sekunden lichthärten</p>

Tabelle 1: Verarbeitung und Zusammensetzung der verwendeten Adhäsivsysteme nach Herstellerangaben

Bis-GMA: Bisphenolglycidylmethacrylat,

HEMA: 2-Hydroxyethylmethacrylat,

UDMA: Urethandimethylacrylat

4-META: 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid

KC: Kampferchinon,

GPDM: Glycerolphosphatdimethacrylat,

MDP: 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

2.4 Legen der Füllung

2.4.1 Applikation des Füllungsmaterials

Vor der Applikation des Adhäsives wurde die Kavität mit Tubulicid® (Fa. *Dental Therapeutics AB*) gereinigt. Diese wurde wiederum mit Wasserspray abgesprüht und anschließend mit Luftstrom getrocknet. Nachfolgend wurde das Adhäsivsystem appliziert und polymerisiert. Es wurde strikt nach Herstellerangabe mit den vorgegeben Zeiten vorgegangen (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Zusammensetzung und Verarbeitung von Tubulicid

Material	Zusammensetzung	Verarbeitung
Tubulicid	Amphoteric – 2 (38 % Lösung) 0,3g Benzalkoniumchlorid 0,1g Dinatrium EDTA Dihydrat 0,2g Phosphat Pufferlösung pH=7,3 Aqua dest.	Tubulicid auf gesamte Kavität auftragen und 30 -60 Sekunden einwirken lassen. Verbliebene Lösung 10s mit Luftstrom trocknen.

*EDTA: Ethylendiamintetraessigsäure

2.4.2 Füllung der Kavität mit Komposit

Nach Auftragen und Polymerisation des Adhäsivs wurde mit dem Füllen der Kavität begonnen. Als Füllungsmaterial wurde das fließfähige Komposit Tetric® Evo Flow (Fa. Vivadent, Lot. : J20481) verwendet. Einzige Ausnahme war hier das Silorane-System, welches ein spezielles auf das Adhäsiv abgestimmtes Komposit Filtek Silorane (Fa. 3M ESPE) benötigte. Aus der Applikationsspritze wurde das Füllungsmaterial in einer geeigneten Menge auf den Boden der Kavität gebracht und von dort mit einer 3 A Sonde zum nach apikal zeigenden Kavitätenrand gezogen. Dann erfolgte die erste Aushärtung mit einer Polymerisationslampe (ESPE Elipar® Highlight) mit einer Lichtintensität von 1200 mW/cm² im Wellenlängenbereich von 450-500 nm polymerisiert. Daraufhin folgte eine zweite Applikation, wobei der fließfähige Kunststoff zum nach okklusal zeigenden Kavitätenrand gezogen wurde.

2.4.3 Ausarbeitung der Füllungen

Grobe Überschüsse wurden mit einem Finierdiamanten entfernt. Danach folgte eine Politur mit einem braunen Silikonpolierer (Nr. 9608204030, Komet, Lemgo, Deutschland). So konnte eine glatte, glänzende Oberfläche mit kontinuierlichem Übergang geschaffen werden.

Zur Verhinderung der Austrocknung wurde der Zahn sofort in NaCl – Lösung gelegt.

2.5. Künstliche Alterung der Proben

2.5.1 Wasserlagerung

Nach Fertigstellung der Füllungen wurden die Proben in physiologischer Kochsalzlösung in einem Wärmeschrank (Memmert) bei 37 °C für einen Zeitraum von zweimal je sechs Wochen gelagert.

2.5.2 Temperaturwechselbelastung

Nach den ersten 6 Wochen im Brutschrank wurden die Proben dem zweiten Schritt der künstlichen Alterung unterzogen. Dazu wurden die Proben einem Temperaturstress ausgesetzt, wobei sie 2500mal alternierend in ein Kaltwasserbad mit 5 °C (*RMT 6, mgw Lauda*) und ein Warmwasserbad mit 55 °C (*MWB 1/9, Julabo*) bei einer Haltezeit von jeweils 30 Sekunden getaucht wurden. Im Anschluss an dieses Verfahren folgten weitere 6 Wochen Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung bei einer Temperatur von 37 °C.

2.6 Beurteilung der Randschlussqualität

Durch die non-destruktive Replikatechnik mit der anschließenden Betrachtung dieser unter dem Rastereltronenmikroskop (REM) bietet sich die Möglichkeit sowohl einer quantitativen als auch qualitativen Evaluation der Proben ohne diese zu zerstören [HALLER 1992b]. Durch Abformung jedes einzelnen Zahnes und anschließendem Ausgießen dieser mit Kunstharz erhielt man 80 Replikate zur Untersuchung unter dem Elektronenmikroskop.

2.6.1 Herstellung der Replika

Nach zwölfwöchiger Wasserlagerung und zwischenzeitlichem Thermocycling wurden die Proben gereinigt und abgeformt. Als Abformmaterial wurde ein

Material und Methode

Korrekturabformmaterial auf Silikonbasis verwendet (*Honigum*®-*Light Fa. DMG*) verwendet. Die Abformungen wurden dann mit einem niedrigviskösem Epoxy-Kunstharz (*Araldit, Ciba-Geigy*) ausgegossen. In einem Mischungsverhältnis Harz : Härter von 5 : 1 Gewichtsteilen wurde eine blasenfreie homogene Masse angerührt. Nach 24stündiger Aushärtung wurden die Replikas mit einem speziellen leitfähigem Kleber (*Leit-C, SEM G. Neubauer*), parallel zur Oberfläche, auf die für das Elektronenmikroskop vorgesehenen Objektträger geklebt. Im Vakuum erfolgte anschließend die Bedampfung mit Gold (*K550, Emitech*).

2.6.2 Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Die qualitativen Untersuchung des Übergangs zwischen Komposit und Schmelz bzw. Dentin erfolgte mit einem Rasterelektronenmikroskop (*DSM 940, Zeiss*). Bei einer 100 - 500 fachen Vergrößerung, einem Arbeitsabstand von 15 mm und einer Beschleunigungsspannung von 10 kV wurde der gesamte Kavitätenrand kontinuierlich abgefahren. Mit einem speziellen Programm (*RaEM, Peter Müller*) wurden die Bilder am Computer ausgewertet. Bezüglich der Randqualitäten wurden im Programm 7 Parameter festgelegt :

- A : Perfekter Rand =
Zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz ist kein Spalt erkennbar, Übergang nur durch unterschiedliche Oberflächensrukturen erkennbar.

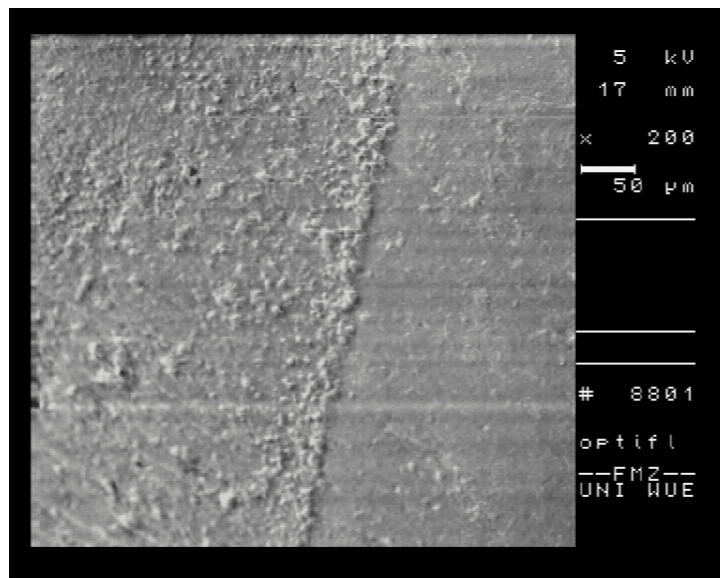


Abb. 2 :Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme, Perfekter Rand (rechts = Komposit, links = Schmelz)

- B : Randspalt =
Zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit ist ein deutlicher Abstand zu erkennen.

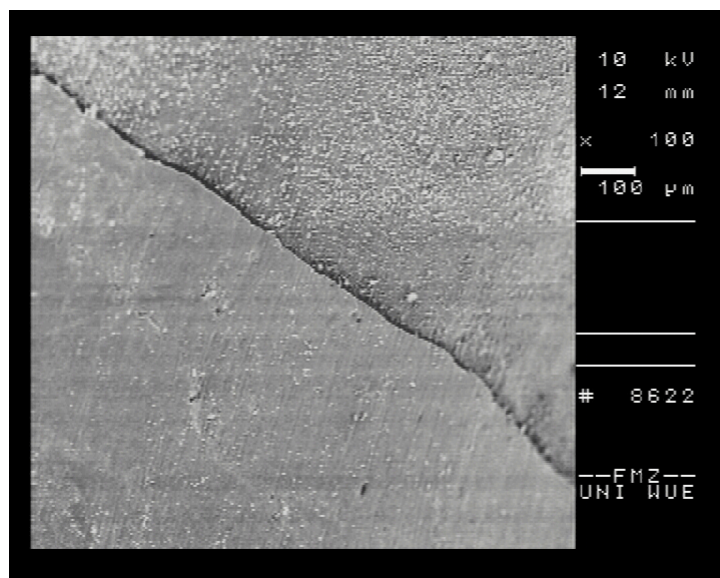


Abb. 3 : Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme, Randspalt (oben = Dentin, unten = Komposit)

Material und Methode

- C : Haarriss =
Zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit ist bei starker Vergrößerung ein feiner Spalt zu sehen.

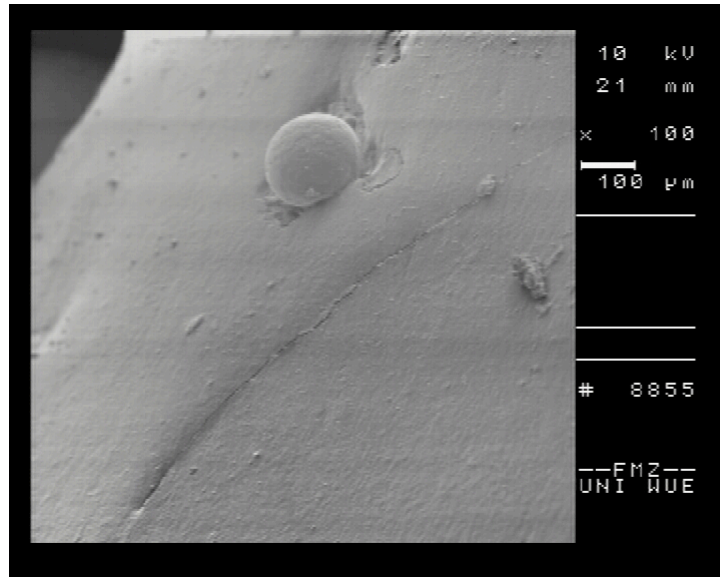


Abb. 4 : Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme, Haarriss (oben = Schmelz, unten = Komposit)

- D : Riss im Komposit =
Riss im Komposit, bei intaktem angrenzendem Füllungsrand
- E : Riss im Zahn =
Füllungsrand ist spaltfrei, es zeigt sich allerdings ein Riss im Zahnschmelz oberhalb des Füllungsrandes.
- F : Überschuss =
Füllungsmaterial liegt deutlich über den Kavitätenrand hinaus auf Zahnhartsubstanz.
- G : Nicht auswertbar =
Artefakte o.ä. machen eine Auswertung unmöglich.

Des Weiteren wurde jeder Zahn in die Abschnitte Schmelz und Dentin unterteilt. Für jedes Beurteilungskriterium wurde so der prozentuale Anteil an der Gesamtlänge des Füllungsrandes berechnet.

2.6.3 Farbstoffpenetrationstest

Zusätzlich zur mikroskopischen Untersuchung der Füllungsråder wurden Farbstoffpenetrationstests durchgeführt, wobei nach Zersägen der Proben die Eindringtiefe des Farbstoffes zwischen Zahn und Komposit ausgewertet wird. Zunächst wurden die Zähne mit einem handelsüblichen Nagellack in einem Abstand von zwei bis drei Millimetern zum Füllungsrand benetzt. Dies sollte verhindern, dass der Farbstoff in Schmelzsprünge eindringen konnte, was die Auswertung verfälschen könnte. Nach Trocknen des Lackes wurden die so abgedichteten Zähne für 2 Stunden bei absoluter Dunkelheit und 37°C in eine 50 Gew.-% AgNO₃-Lösung eingelegt und danach mit destilliertem Wasser abgespült. Anschließend werden sie in einer Mischung aus Röntgenfilmentwickler und destilliertem Wasser im Verhältnis 1:1 in einem Glasgefäß auf einen Diabetrachter gestellt. Nach 6 Stunden werden sie erneut mit destilliertem Wasser abgespült und in einen geschlossenen Behälter mit destilliertem Wasser gelagert.

Mit einer Trennschleifmaschine (*WOCO 50/Med, Conrad*) wurden die Testzähne in drei Teile zersägt. Dazu wurden sie in eine Haltevorrichtung eingespannt und zwei Schnitte von vestibulär nach lingual, jeweils senkrecht zur Füllungsoberfläche durchführt. So entstanden drei etwa gleich große Probenfragmente mit je vier Messpunkten im Schmelz und Dentin.

Die Auswertung der Farbstoffeindringtiefe erfolgte mit einem zwölfmal vergrößernden Lupenglas (*Aspheric Stand Magnifier, Coil®*) und einer Messlehre (*Münchner Modell, Dental Liga®*). Die Eindringtiefe wurde in Millimetern (mm) angegeben.



Abb. 5 : *Aspheric Stand Magnifier, Coil®*

2.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit dem Programm SPSS durchgeführt. Die Daten der rasterelektronischen Füllungsranduntersuchung der acht Adhäsivsysteme wurden untereinander mit Hilfe des Kruskal-Wallis Tests analysiert und zwar separat für schmelz- und dentinbegrenzte Ränder.

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests und Bonferroni-Korrektur wurde überprüft, ob in Bezug auf die Randqualität statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bestehen. Dabei wurden die einzelnen Gruppen paarweise miteinander verglichen.

Das gleiche Verfahren wurde bei der Auswertung des Farbstoffpenetrationstests angewandt.

3. Ergebnisse

3.1 Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse

Das Randspaltverhalten wurde getrennt nach dentin- und schmelzbegrenzten Restaurationsrändern beurteilt. Da die Ergebnisse dieser Untersuchung, speziell die in der morphologischen Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop gewonnenen Daten keine Normalverteilung aufweisen, werden sie in einem Boxplot-Diagramm dargestellt.

Dabei markieren die Querstriche den Medianwert, die obere und untere Begrenzung der Boxen die 25 und 75 % Perzentile und die Streubalken die 10 und 90 % Perzentile.

3.1.1 Randschlussverhalten im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder

Da die Kriterien „Riss im Komposit“, „Riss im Zahn“, „Überschuss“ und „nicht auswertbar“ prozentual zu gering ausfielen, werden im Folgenden nur die Ergebnisse der Kriterien „perfekter Rand“ und „Randspalt“ dargestellt.

Ergebnisse

Abbildung 6 zeigt, dass im Schmelz der höchste Prozentsatz für das Kriterium „Perfekter Rand“ von Adper Prompt L-Pop erreicht wurde (Medianwert:64,1 %), gefolgt von Optibond FI (Medianwert: 56,1 %) und Optibond All-In-One (54,7 %). Wobei keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen diesen festgestellt werden konnten. iBond zeigte den geringsten Anteil an „perfektem Rand“ (1,9 %) mit signifikanten Unterschieden zu den übrigen Proben.

Zur Verdeutlichung der Signifikanzen wurden diese gesondert aufgeführt. Die Tabelle zeigt die Vergleiche jedes Adhäsivsystems mit den Übrigen.

Statistische Signifikanz :

sig. = statistisch signifikant

kein Eintrag = nicht signifikant

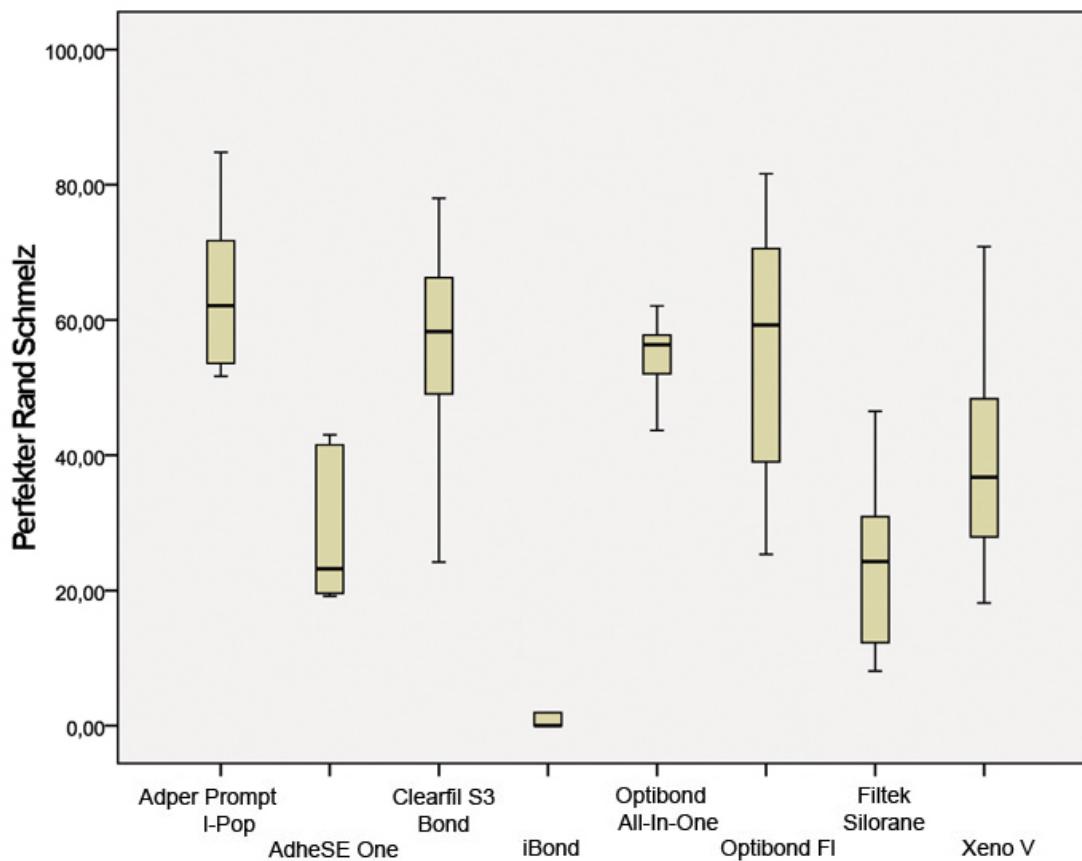


Abb. 6 : Randschlussqualität perfekter Rand nach Thermocycling. Auf der Ordinate sind die Randanteile in % der gesamten Randlänge für „perfekten Rand“ aufgetragen. Auf der Abszisse sind die acht verschiedenen Adhäsivsysteme aufgetragen.

Ergebnisse

Schmelz : perfekter Rand	AP	AO	C	IB	OA	OF	S	X
Adapt. L Pop (AP)								
AdheSE One (AO)	sig.							
Clearfil S3 (C)								
iBond (IB)	sig.	sig.	sig.					
OptiBond All (OA)		sig.		sig.				
OptiBond FI (OF)				sig.				
Silorane (S)	sig.		sig.	sig.	sig.			
Xeno V (X)				sig.				

Tab. 3 : Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium „Perfekter Rand“, paarweise Vergleiche (Mann -Whitney-U-Test)

Ergebnisse

Abbildung 7 zeigt die Verteilung für das Kriterium „Randspalt“. Hier weist iBond mit 81,9 % den höchsten Anteil mit signifikanten Unterschieden zu Xeno V (46,8 %), Silorane (46,0 %), Optibond All-In-One (33,4 %), Clearfil S3 Bond (26,7 %), Optibond FI (17,9 %) und Adper Prompt L-Pop (11,3 %) auf. Dahinter liegt AdheSE One mit 55,1 %. Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen AdheSE One und iBond. Sowohl Adper Prompt L-Pop (11,3 %) als auch Optibond FI (17,9 %) zeigten die geringsten Anteile an Randspalten.

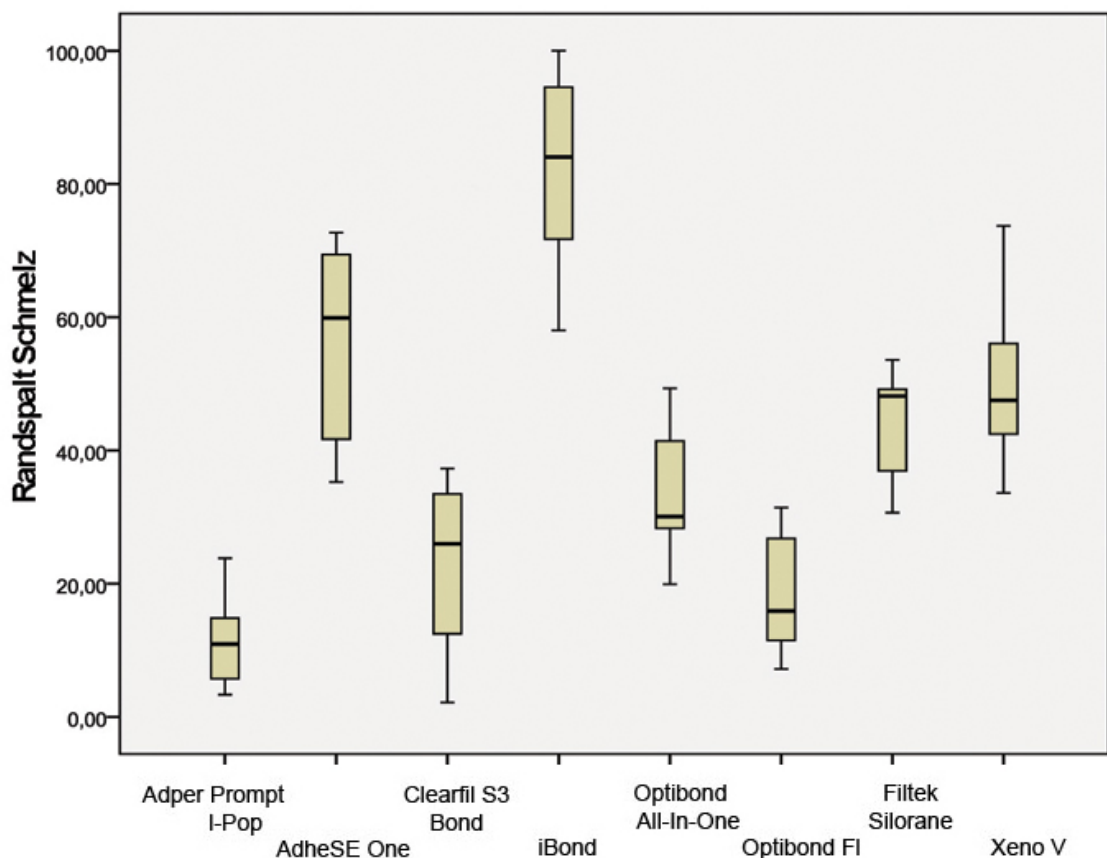


Abb. 7 : Randschlussqualität Randspalt nach Thermocycling. Auf der Ordinate sind die Randanteile in % der gesamten Randlänge für „Randspalt“ aufgetragen. Auf der Abszisse sind die acht verschiedenen Adhäsivsysteme aufgetragen.

Ergebnisse

Die Signifikanzen sind in einer Tabelle zusammengefasst. (Tab. 4)

Schmelz : Randspalt	AP	AO	C	IB	OA	OF	S	X
Adper L-Pop								
AdheSE One	sig.							
Clearfil S3 Bond								
iBond	sig.		sig.					
OptiBond All	sig.			sig.				
OptiBond FI		sig.		sig.	sig.			
Silorane	sig.			sig.		sig.		
Xeno V	sig.			sig.		sig.		

Tab. 4 Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium „Randspalt“, paarweise Vergleiche (Mann –Whitney-U-Test)

3.1.2 Randschlussverhalten im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder

Wie schon im Schmelz werden auch im Dentin nur die Kriterien „perfekter Rand“ und „Randspalt“ aufgeführt, da die übrigen prozentual kaum ins Gewicht fallen.

Allgemein lässt sich feststellen, dass die Ergebnisse im Dentin besser ausgefallen sind als im Schmelz. Auffallend ist die im Vergleich zum Schmelz bessere Randschlussqualität im Dentin.

Ergebnisse

Abbildung 8 beinhaltet den Boxplot für das Kriterium „Perfekter Rand“ im Dentin. Xeno V weist hier den höchsten Wert für „perfekter Rand“ auf (74,7 %), unterscheidet sich aber signifikant nur von iBond (29,4 %). Optibond FI (68,3 %), Optibond All-In-One (69,8 %) und Adper Prompt L-Pop (65,1 %) liegen sehr dicht beieinander, weisen also keine statistisch signifikanten Unterschiede untereinander auf. Silorane (61,4 %), AdheSE One (47,9 %) und Clearfil S3 Bond (52,9 %) weisen keinerlei signifikante Unterschiede zu den anderen Adhäsivsystemen auf.

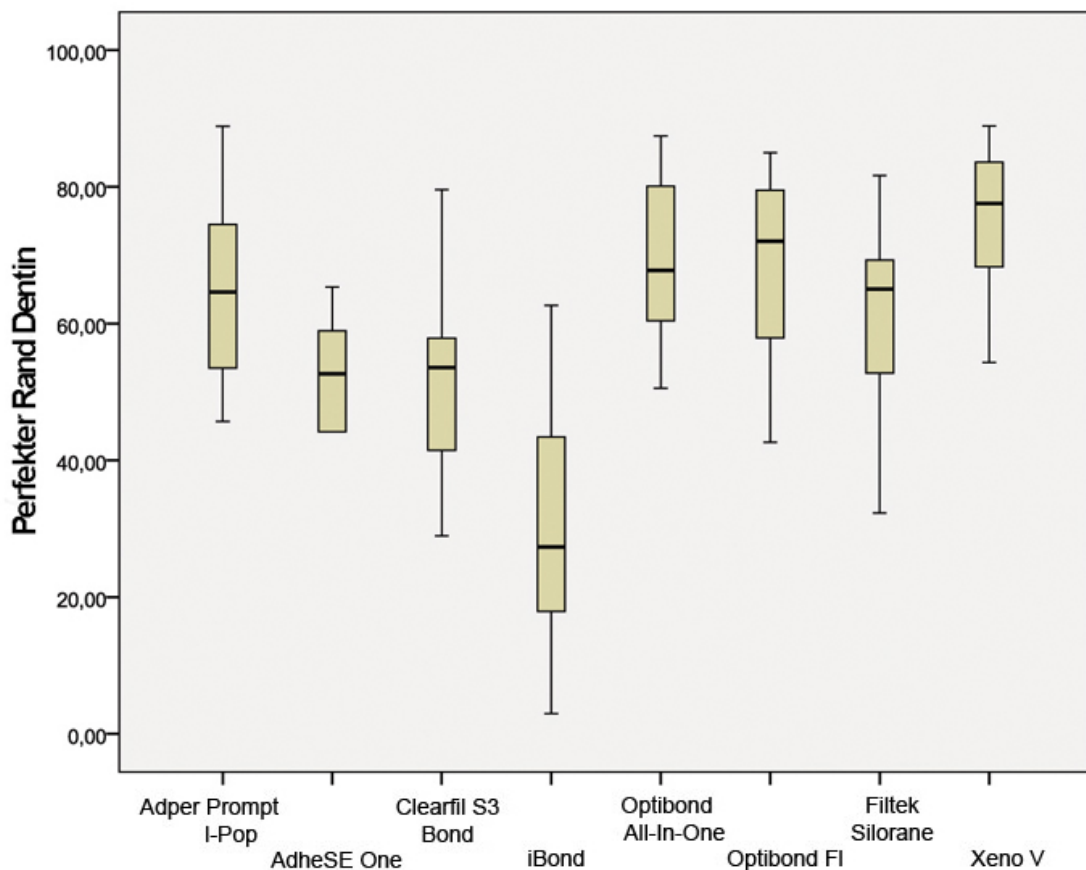


Abb. 8 : Randschlussqualität perfekter Rand (Dentin) nach Thermocycling. Auf der Ordinate sind die Randanteile in % der gesamten Randlänge für „perfekter Rand“ im Dentin aufgetragen. Auf der Abszisse sind die acht verschiedenen Adhäsivsysteme aufgetragen.

Ergebnisse

Tabelle 5 fasst alle Signifikanzen für „perfekter Randschluss“ im Dentin zusammen.

Dentin : Perfekter Rand	AP	AO	C	IB	OA	OF	S	X
Adper L-Pop								
AdheSE One								
Clearfil S3 Bond								
iBond	sig.							
OptiBond All				sig.				
OptiBond FI				sig.				
Silorane								
Xeno V				sig.				

Tab. 5 : Signifikanzen im Dentin für das Kriterium „Perfekter Rand“, paarweise Vergleiche (Mann –Whitney-U-Test)

Ergebnisse

In Abbildung 9 sind die Ergebnisse für das Kriterium „Randspalt“ im Dentin aufgeführt. Wie auch schon im Schmelz weist iBond auch im Dentin die meisten Randspalten auf. Signifikante Unterschiede bestehen nur zwischen iBond (31,3 %) und Xeno V. Die übrigen Proben weisen keine Signifikanzen untereinander auf. Xeno V zeigt im Dentin nur 8,0 % Randspalt, wobei sowohl Silorane mit 10,1 % als auch Optibond FI mit 11,5 % verhältnismäßig gute Ergebnisse zeigen. Adper Prompt L-Pop (17,6 %), AdheSE One (29,3 %), und Clearfil S3 Bond (27,9 %) zeigen deutlich mehr Randspalt, wengleich signifikant nicht relevant.

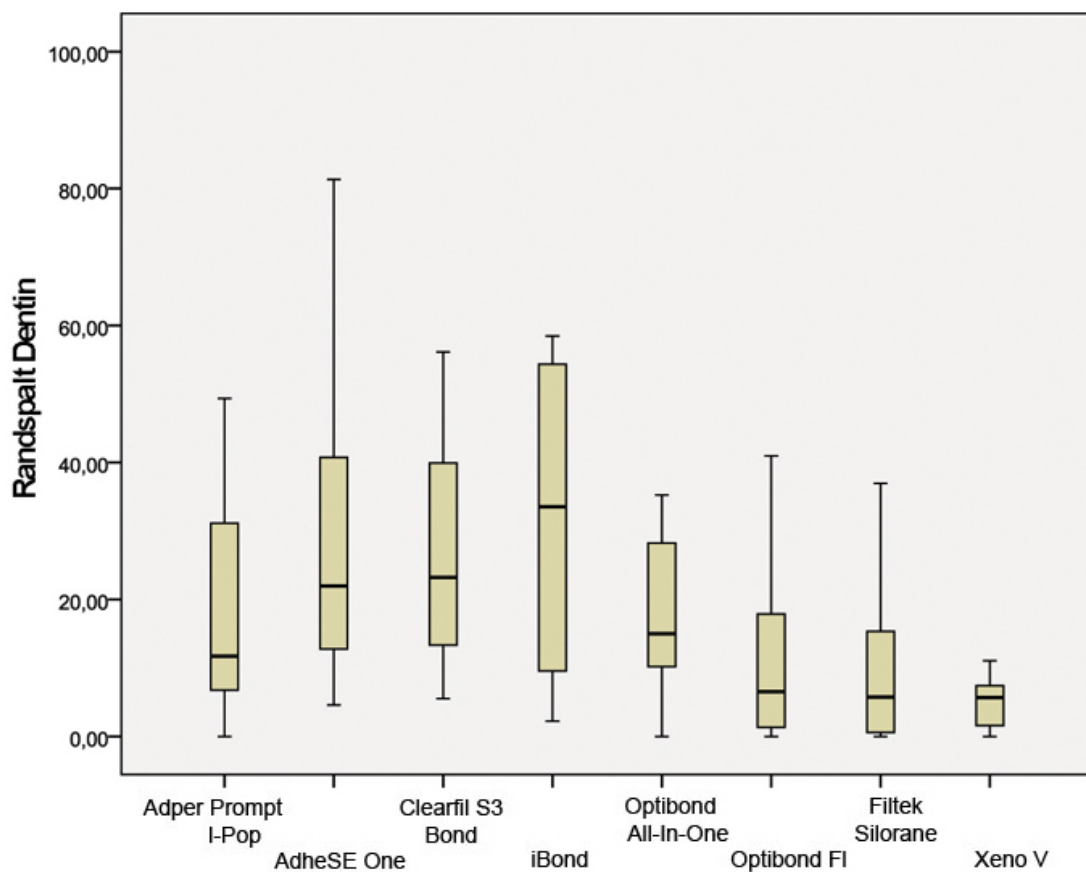


Abb. 9 : Randschlussqualität Randspalt (Dentin) nach Thermocycling. Auf der Ordinate sind die Randanteile in % der gesamten Randlänge für „Randspalt“ im Dentin aufgetragen. Auf der Abszisse sind die acht verschiedenen Adhäsivsysteme aufgetragen.

Ergebnisse

Tabelle 6 beinhaltet die Signifikanzen für „Randspalt“ im Dentin.

Dentin : Randspalt	AP	AO	C	IB	OA	OF	S	X
Adper L-Pop								
AdheSE One								
Clearfil S3 Bond								
iBond								
OptiBond All								
OptiBond FI								
Silorane								
Xeno V			sig.					

Tab. 6 : Signifikanzen im Dentin für das Kriterium „Randspalt“, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney-U-Test)

3.1.3 Überblick der Ergebnisse im Dentin und Schmelz

Die nachfolgenden Ranglisten zeigen die Tendenzen des Abschneidens der Adhäsivsysteme im Verhältnis zueinander. Signifikanzen sind hier nicht berücksichtigt.

Rang	Schmelz	Dentin
1	Adper Prompt L-Pop (64,1 %)	Xeno V (74,7 %)
2	OptiBond FL (56,1 %)	OptiBond All In One (69,8 %)
3	Clearfil S3 Bond (55,8 %)	OptiBond FL (68,3 %)
4	OptiBond All In One (54,7 %)	Adper Prompt L-Pop (65,1 %)
5	Xeno V (39,1%)	Silorane (61,4 %)
6	AdheSE One (28,1 %)	Clearfil S3 Bond (52,9 %)
7	Silorane (24,8 %)	AdheSE One (47,9 %)
8	iBond (1,9 %)	iBond (29,4 %)
1 = größter Anteil perfekten Rand, 8 = geringster Anteil perfekten Randes		

Tab. 7 : Rangliste für die größten Anteile perfekten Randes im Schmelz und Dentin

Ergebnisse

Rang	Schmelz	Dentin
1	Adper Promt L-Pop (11,3 %)	Xeno V (8,0 %)
2	OptiBond FL (17,9 %)	Silorane (10,0 %)
3	Clearfil S3 Bond (26,7 %)	OptiBond FL (11,5 %)
4	OptiBond All In One (33,4 %)	Adper Prompt L-Pop (17,6 %)
5	Silorane (46,0 %)	OptiBond All In One (18,3 %)
6	Xeno V (46,8 %)	Clearfil S3 Bond (27,9 %)
7	AdheSE One (55,1 %)	AdheSE One (29,4 %)
8	iBond (81,9 %)	iBond (31,3 %)
1 = geringster Anteil Randspalt , 8 = höchster Anteil Randspalt		

Tab. 8 : Rangliste für die niedrigsten Anteile Randspalt in Schmelz und Dentin

Der Vergleich der Randqualität zwischen Schmelz und Dentin innerhalb der einzelnen Gruppen zeigte im Schmelz einen signifikant höheren Anteil perfekter Ränder und weniger Randspalt als im Dentin. Im Schmelz erreichte Adper Prompt L-Pop für beide Kategorien den ersten Rang. Im Dentin wurde dies von Xeno V erreicht. iBond schnitt in allen Ranglisten am schlechtesten ab.

3.2 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests

Wie auch bei der Randspaltanalyse, wurden die statistischen Signifikanzen auch beim Farbstoffpenetrationstest durch den Kruskal-Wallis Test analysiert. Anschließend wurden auch hier mittels des Mann-Whitney U-Tests paarweise Vergleiche durchgeführt.

3.2.1 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests im Schmelz und Dentin

Die Ergebnisse der Farbstoffpenetration sind in Abbildung 10 dargestellt. Auch in diesem Untersuchungsabschnitt konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Proben festgestellt werden. Im Schmelz wurden durchschnittlich schlechtere Ergebnisse erreicht als im Dentin, was sich mit den Ergebnissen der rasterelektronischen Untersuchung deckt.

Wieder zeigen iBond und AdheSE die schlechtesten Ergebnisse mit Penetrationstiefen im Bereich von 0,5 mm. OptiBond FI weist nur Penetrationstiefen von 0,1 mm auf und schneidet somit im Schmelz am besten ab. Filtek Silorane ,OptiBond All-In-One , Xeno V und Adper Prompt L-Pop liegen nahe beieinander mit Tiefen von bis zu 0,2 mm.

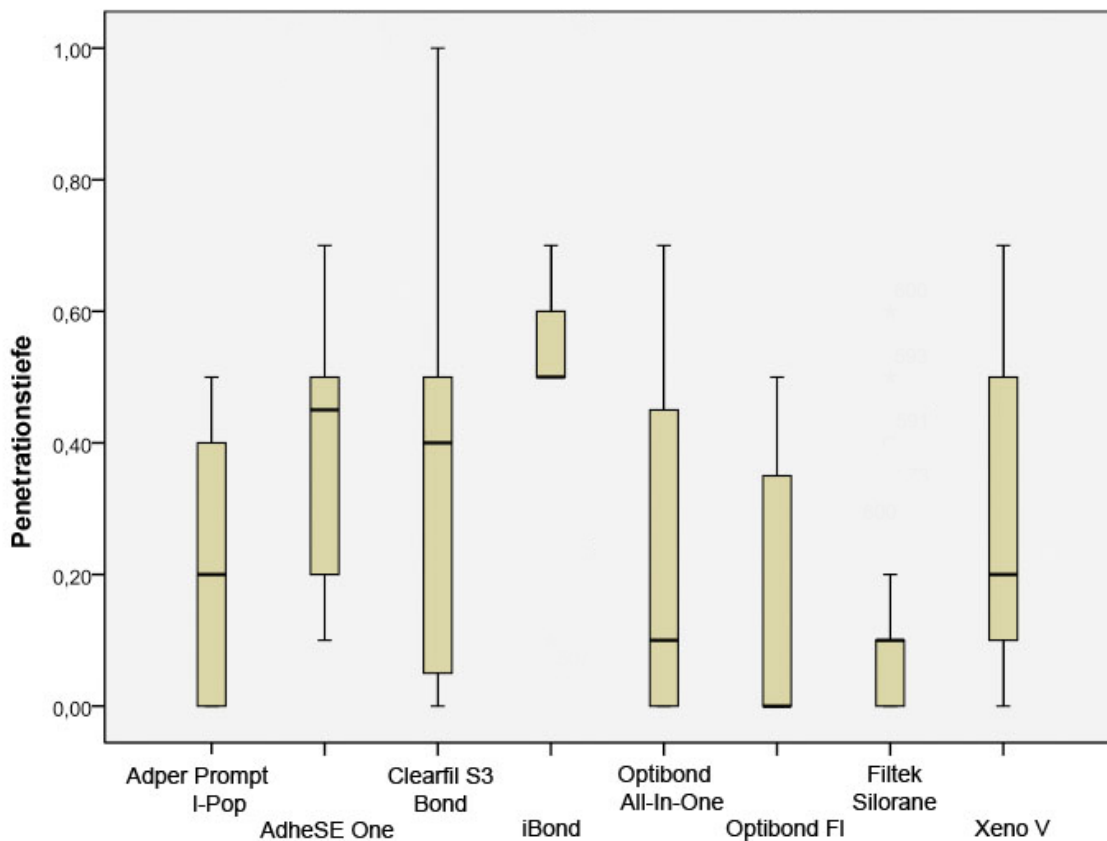


Abb. 10 : Ergebnisse der Farbstoffpenetration nach Thermocycling im Schmelz. Der Ordinate entsprechend sind die mittleren Penetrationstiefen in mm \pm Standardabweichung aufgetragen.

Ergebnisse

Schmelz : Penetrationstiefe	AP	AO	C	IB	OA	OF	S	X
Adper L-Pop								
AdheSE One	sig.							
Clearfil S3 Bond								
iBond	sig.		sig.					
OptiBond All		sig.		sig.				
OptiBond FI		sig.		sig.				
Silorane		sig.	sig.	sig.				
Xeno V				sig.			sig.	

Tab. 9 : Signifikanzen für die Penetrationstiefe im Schmelz, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney –U-Test)

Ergebnisse

In Abbildung 11 sind die Penetrationstiefen im Dentin dargestellt. Hier fallen die relativ schlechten Ergebnisse von OptiBond FI auf, welches nur mittelmäßig abschneidet. OptiBond All-In-One, Filtek Silorane, Xeno V, Clearfil S3 Bond und Adper L-Pop zeigen im Dentin Penetrationstiefen zwischen 0,1 und 0,2.

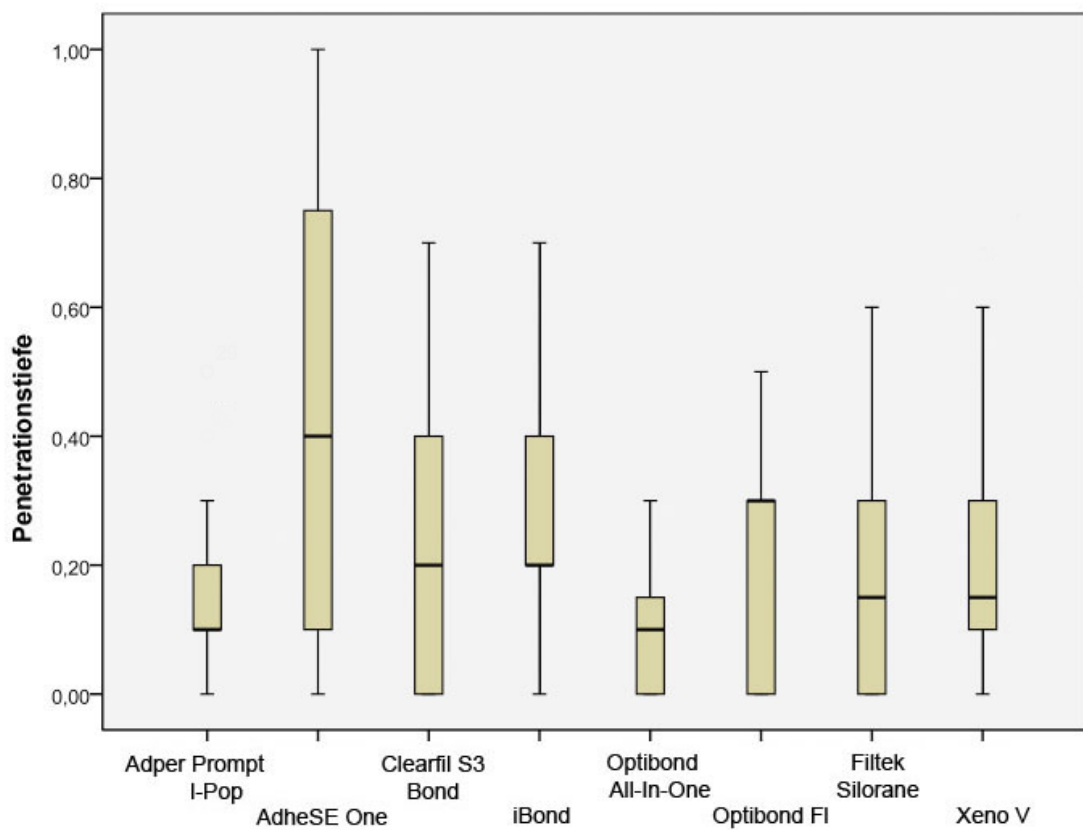


Abb. 11 : Ergebnisse der Farbstoffpenetration nach Thermocycling im Dentin. Der Ordinate entsprechend sind die mittleren Penetrationstiefen in mm \pm Standardabweichung aufgetragen.

Ergebnisse

Dentin : Penetrationstiefe	AP	AO	C	IB	OA	OF	S	X
Adper L-Pop								
AdheSE One								
Clearfil S3 Bond								
iBond	sig.							
OptiBond All		sig.		sig.				
OptiBond FI								
Silorane								
Xeno V								

Tab. 10 : Signifikanzen für die Penetrationstiefe im Schmelz, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney –U-Test)

Die Ergebnisse des Farbstoffpenetrationsversuches decken sich nur teilweise mit denen der Randspaltanalyse. Zum Beispiel schnitt Silorane im Schmelz beim Penetrationstest am besten ab, während es bei der Randspaltanalyse in Bezug auf „perfekten Rand“ nur auf Rang 7 kam. iBond und AdheSE One hingegen kamen bei allen Versuchen nur auf die letzten Plätze. Adper Prompt L-Pop, OptiBond All-In-One und Optibond FL befanden sich bei allen Versuchsabschnitten an der Spitze. Xeno V zeigte bei der Randspaltanalyse im Schmelz erheblich schlechtere Ergebnisse als im Dentin, wo es auf Rang eins lag. Beim Farbstoffpenetrationstest kam es aber sowohl im Dentin als auch im Schmelz nur auf Rang fünf.

4. Diskussion

4.1 Diskussion der Ergebnisse

Im vorliegendem In-vitro-Versuch sollte gezeigt werden, in wie weit verschiedene Adhäsivsysteme, welche bei Raumtemperatur gelagert wurden, ihre Fähigkeit einen dichten Randschluss zu bewirken, verlieren. Im Vorfeld dieser Studie wurden die hier verwendeten Adhäsivsysteme im „frischen“ Zustand in einer anderen wissenschaftlichen Arbeit unter exakt identischen Bedingungen untersucht [Med. Diss. Kahlert 2011]. Deshalb wird hier hauptsächlich auf diese Arbeit verwiesen, da annähernd gleiche Bedingungen herrschten. Die Ergebnisse nach der Lagerungen bei Raumtemperatur sind bei allen Adhäsivsystemen signifikant schlechter als davor. Es ist also zu schlussfolgern, dass bei allen Systemen Alterungsprozesse eingetreten sind. Dies machte sich auch in der Konsistenz der Adhäsive bemerkbar, welche alle flockig erschienen. Einzige Ausnahme waren Adper Prompt L-Pop und OptiBond All-In-One, die für jede Anwendung einzeln verpackt sind. Bei welchen Adhäsiven sich diese Prozesse stärker und wo schwächer auf den Verbund ausgewirkt haben, soll im folgenden erläutert werden. Des weiteren ist zu diskutieren, in wie weit die unterschiedlichen Anwender Einfluss auf die Ergebnisse hatten.

4.1.1 Vergleich der Ergebnisse der REM-Randspaltanalyse im Schmelz

Abbildung 12 zeigt die Ergebnisse der rasterelektronischen Randspaltanalyse des ersten Versuchs in Bezug auf das Kriterium „Perfekter Rand“ in einem Boxplot.

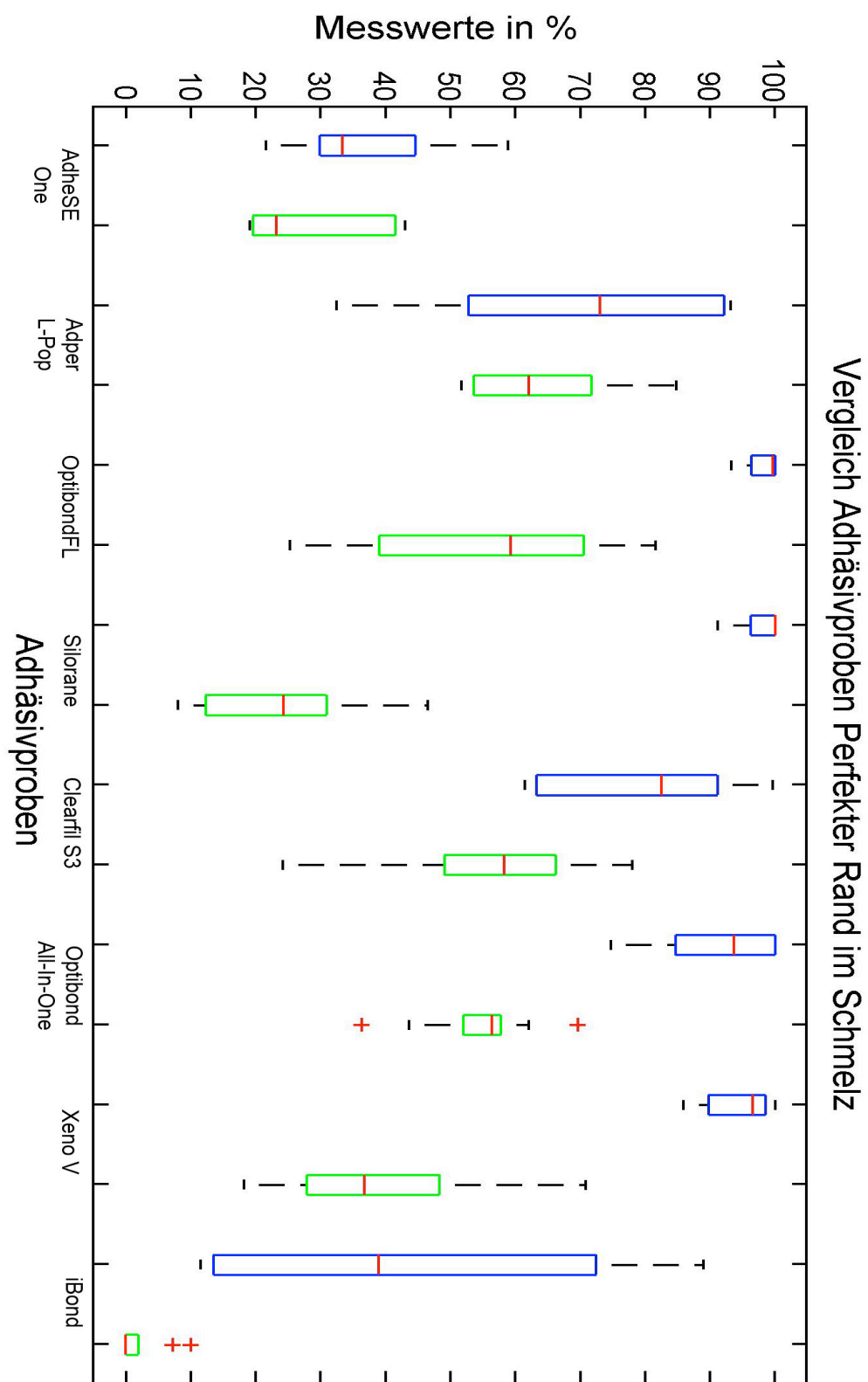


Abb. 12 : Ergebnisse der Auswertung „Perfekter Rand“ im Schmelz vor (blau) und nach (grün) Lagerung der Adhäsive.

Diskussion

Bei der Randspaltanalyse der frischen Adhäsive wies das Silorane – System den höchsten Anteil für das Kriterium perfekter Rand auf. Nach der Lagerung erreicht dieses nur noch Rang 7. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass Silorane in diesem Versuch das einzige System war, welches ein spezielles, auf das Adhäsivsystem abgestimmtes Komposit benötigt. Dessen Besonderheit ist die im Vergleich zu Methacrylaten auf 1 % reduzierte Polymerisationsschrumpfung. Dieser niedrige Volumenverlust wird durch einen der Schrumpfung entgegenwirkenden kationischen Ringöffnungsmechanismus der Monomermoleküle erzielt [WEINMANN et al. 2005, EICK 2006]. Dass es frisch sogar geringfügig bessere Ergebnisse als das Referenzpräparat OptiBond Fl erzielt, welches in der Literatur als Goldstandard beschrieben wird, verwundert sicherlich und bedarf weiterer Untersuchungen [MOLL 2002]. Allerdings wurde das Silorane - Komposit auch der Lagerung bei Raumtemperatur ausgesetzt. Wohingegen bei den Konkurrenten alle Füllungen mit TetricFlow durchgeführt wurden, welches frisch geöffnet und im Kühlschrank gelagert wurde. Bei der Verarbeitung des Silorane - Komposits machte dieses zudem einen ausgetrockneten Eindruck, was sicherlich Einbussen der Materialeigenschaften wieder spiegelt.

Des Weiteren war auffällig, dass Adper Prompt L-Pop nach der Lagerung den höchsten Anteil an perfekten Randabschnitten zeigte. Bei Verwendung des frischen Adhäsivs erreicht es nur Rang sechs. Und auch in der Vergangenheit wurden für Adper Prompt L-Pop im Vergleich zu Mehrflaschen-Etch&Rinse-Systemen signifikant geringere Haftwerte ermittelt [HOLZMEIER et al. 2006]. Aber auch im Vergleich mit One-Bottle Systemen schnitt Adper Prompt L-Pop nur mittelmäßig gut ab. Auffällig waren hier allerdings die verhältnismäßig besseren Ergebnisse im Schmelz als im Dentin [FRANKENBERGER 2009]. Eine Erklärung könnte die unterschiedliche Verpackung der Systeme gewesen sein. Adper Prompt L-Pop und OptiBond All-In-One waren für jede einzelne Anwendung einzeln verpackt. Die übrigen Systeme befanden sich in einem Fläschchen, das bei der Erstanwendung zum ersten Mal geöffnet wurde und somit der restliche Inhalt mit Sauerstoff in Verbindung gekommen ist. Die Einmalprodukte hatten somit den Vorteil, dass sie bei der Lagerung zwar den Raumtemperaturen ausgesetzt waren, die chemische Zusammensetzung durch Sauerstoff aber nicht beeinflusst wurde. Bei Adper Prompt L-Pop sind Primer und

Diskussion

Adhäsiv in zwei unterschiedlichen Kammern voneinander getrennt. Sie werden erst kurz vor der Applikation miteinander vermischt. Dies könnte die Hydrolyse der sauren Monomere, wie sie bei der Lagerung in einer Lösung auftritt, effektiv verhindert haben und zu den guten Ergebnissen geführt haben. Weitere Untersuchungen der Auswirkungen unterschiedlicher Verpackungen sind anzustreben.

Zum Vergleich der Ergebnisse aus der rasterelektronischen Untersuchung werden die Ranglisten gegenübergestellt.

Rang	Schmelz, nach Lagerung	Schmelz, vor Lagerung
1	Adper Prompt L-Pop (64,1 %)	Silorane (100%)
2	OptiBond FL (56,1 %)	OptiBond Fl (99,7%)
3	Clearfil S3 Bond (55,8 %)	Xeno V (96,5%)
4	OptiBond All In One (54,7 %)	Optibond All In One (93,7%)
5	Xeno V (39,1%)	Clearfil S3 Bond (82,5%)
6	AdheSE One (28,1 %)	Adper Prompt L-Pop (73,1%)
7	Silorane (24,8 %)	iBond (39%)
8	iBond (1,9 %)	AdheSE One (33,4%)
1 = größter Anteil perfekten Rand, 8 = geringster Anteil perfekten Randes		

Tab. 11 : Gegenüberstellung der Ranglisten für perfekten Rand, vor und nach Lagerung.

Randspalten traten bei den gelagerten Adhäsiven im Verhältnis zu den nicht gelagerten sehr häufig auf. Dafür gab es bei den Ergebnissen dieses Versuches so gut wie keine Haarrisse. Dies zeigte, dass der adhäsive Verbund nach der Lagerung sehr viel schwächer war und sich den Schrumpfungsspannungen des Komposits nicht widersetzen konnte. Beim frischen Adhäsiv waren hier lediglich Haarrisse entstanden.

Die Abbildungen 13 und 14 zeigen die Ergebnisse der frischen Adhäsive für die Kriterien „Randspalt“ und „Haarriss“ im Schmelz.

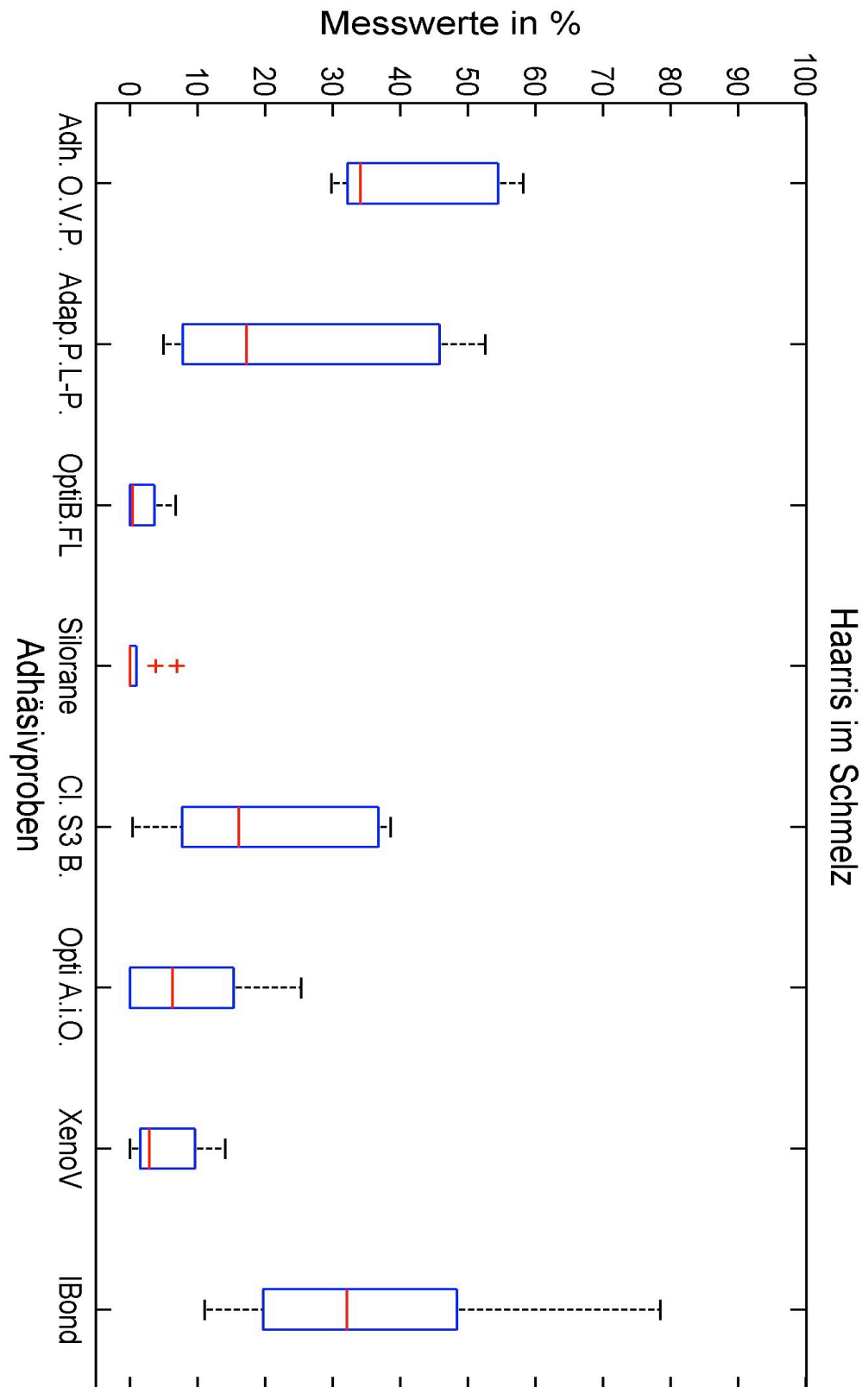


Abb. 13 : Ergebnisse der Auswertung „Haariss“ im Schmelz vor Lagerung der Adhäsive

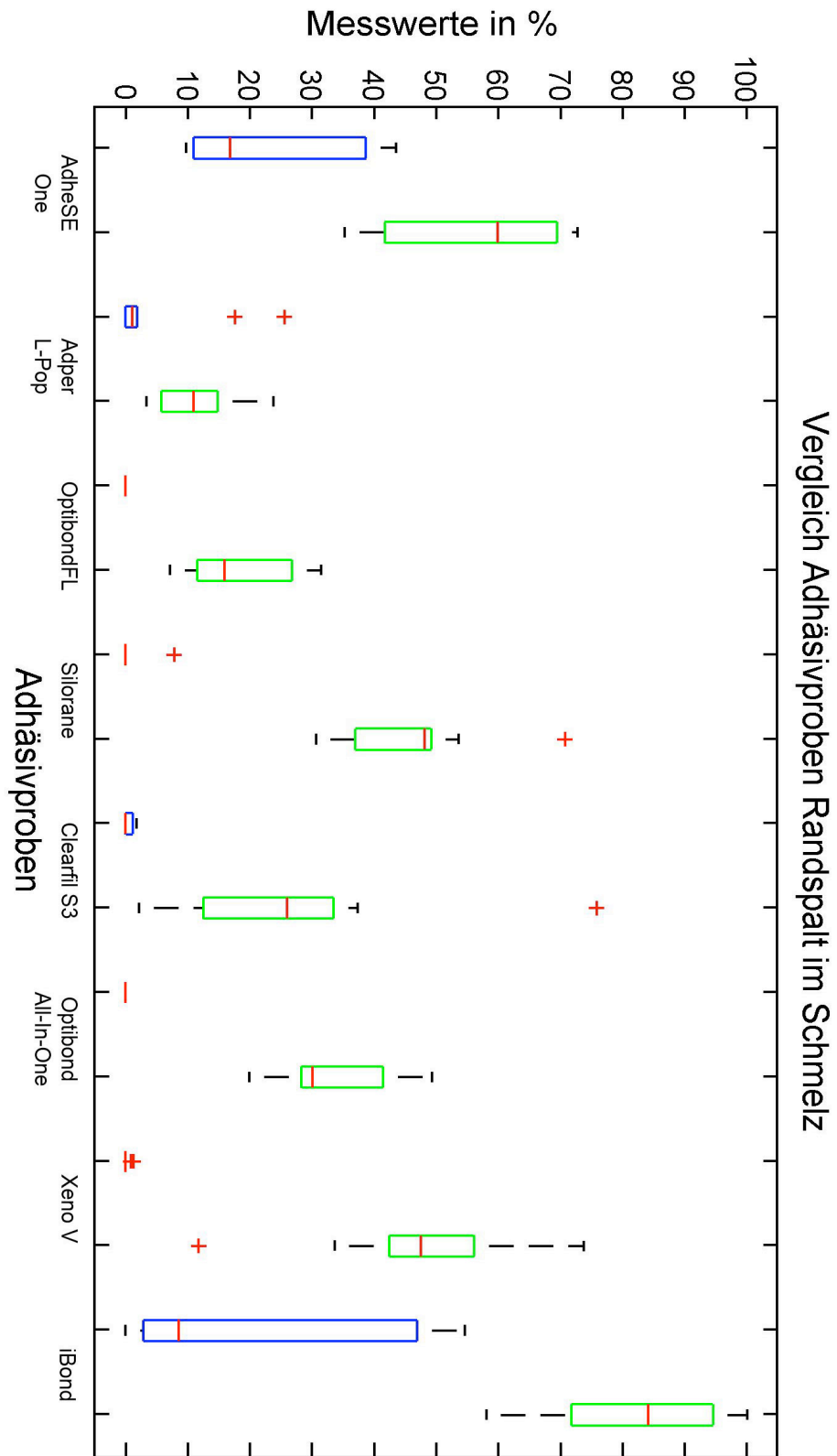


Abb. 14 : Ergebnisse der Auswertung „Randspalt“ im Schmelz vor (blau) und nach (grün) Lagerung der Adhäsive.

Diskussion

Zum Vergleich werden die Ranglisten in Tabelle 12 gegenübergestellt.

Rang	Schmelz, nach Lagerung	Schmelz, vor Lagerung
1	Adper Promt L-Pop (11,3 %)	Optibond FL (0%)
2	OptiBond FL (17,9 %)	Silorane (0 %)
3	Clearfil S3 Bond (26,7 %)	Xeno V (0 %)
4	OptiBond All In One (33,4 %)	OptiBond All In One (0 %)
5	Silorane (46,0 %)	Clearfil S3 Bond (0 %)
6	Xeno V (46,8 %)	Adper Prompt L-Pop (1,11 %)
7	AdheSE One (55,1 %)	iBond (8,53 %)
8	iBond (81,9 %)	AdheSE One (16,8 %)
1 = geringster Anteil Randspalt , 8 = höchster Anteil Randspalt		

Tab. 12 : Gegenüberstellung der Ranglisten für Randspalt, vor und nach Lagerung

4.1.2 Vergleich der Ergebnisse der REM-Randspaltanalyse im Dentin

Auch im Dentin kam es nach der Lagerung der Adhäsive über 9 Monate zu wesentlich schlechteren Ergebnissen als bei den Ungeöffneten. In beiden Studien war der Randschluss im Dentin besser als im Schmelz. Eine Erklärung hierfür könnte die unzureichenden Ätzkraft der All-In-One Systeme im Schmelz gewesen sein, die bislang die Randqualitäten der Etch-Rinse Systeme nicht erreichen konnten [FRANKENBERGER 2009]. Da für das Dentin erheblich schwächere Ätzwirkungen von Nöten sind, wurden hier allgemein bessere Ergebnisse erreicht. Weil die Ergebnisse auch im Dentin nach der Lagerung schlechter waren als zuvor, lässt sich vermuten, dass nicht nur die Ätzwirkung nachgelassen hat sondern auch andere Bestandteile der Adhäsive Schaden genommen haben. Beim ersten Öffnen der Adhäsive kann es z.B. zu einem Verlust von Lösungsmitteln gekommen sein. Durch Verdunsten des Wasseranteils und Verdampfen des Lösungsmittels (Aceton, Alkohol oder Äther) kommt es zu einer Ausfällung der wässrigen und organischen Phase, bzw. Eindickung. Dies verändert die Zusammensetzung des Adhäsivs.

Diskussion

Auch Lichteinwirkung beim ersten Öffnen kann dazu geführt haben, dass das Initiatorsystem des jeweiligen Adhäsivsystems eine vorzeitige Polymerisation ausgelöst hat.

Da es sich um eine In-vitro-Studie handelte, gab es nicht das Problem des ausströmenden Dentinliquors, was die Penetration des Adhäsivs negativ hätte beeinflussen können.

Auffällig beim Vergleich der Ergebnisse der beiden Studien ist, dass Xeno V nach der Lagerung den höchsten Anteil an „perfektem Rand“ aufwies. Man könnte daraus schlussfolgern, dass die Hersteller bei diesem System eine stabile Zusammensetzung aus sauren Monomeren, Lösungsmitteln und Initiatorsystem gefunden haben und damit das System dem Alterungsprozess bei der Lagerung am wenigsten unterlag. Des Weiteren werden bei Xeno V Methacrylamide verwendet, welche eine höhere Lagerstabilität haben als Methacrylate [NISHIYAMA 2004].

In Abbildung 15 ist zu erkennen, dass die Systeme sich in Bezug auf das Kriterium „perfekter Rand“ im Dentin vor der Lagerung kaum signifikant unterschieden. Am schlechtesten schnitten iBond und AdheSE One mit Rang 7 und 8 ab, welche auch nach der Lagerung auf den letzten Rängen landeten. Die nach der Lagerung aufgetretenen signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Adhäsiven zeigen, dass Xeno V, OptiBond All-In-One und OptiBond Fl in Bezug auf die Dentinhaftung wohl lagerstabiler sind als die Übrigen.

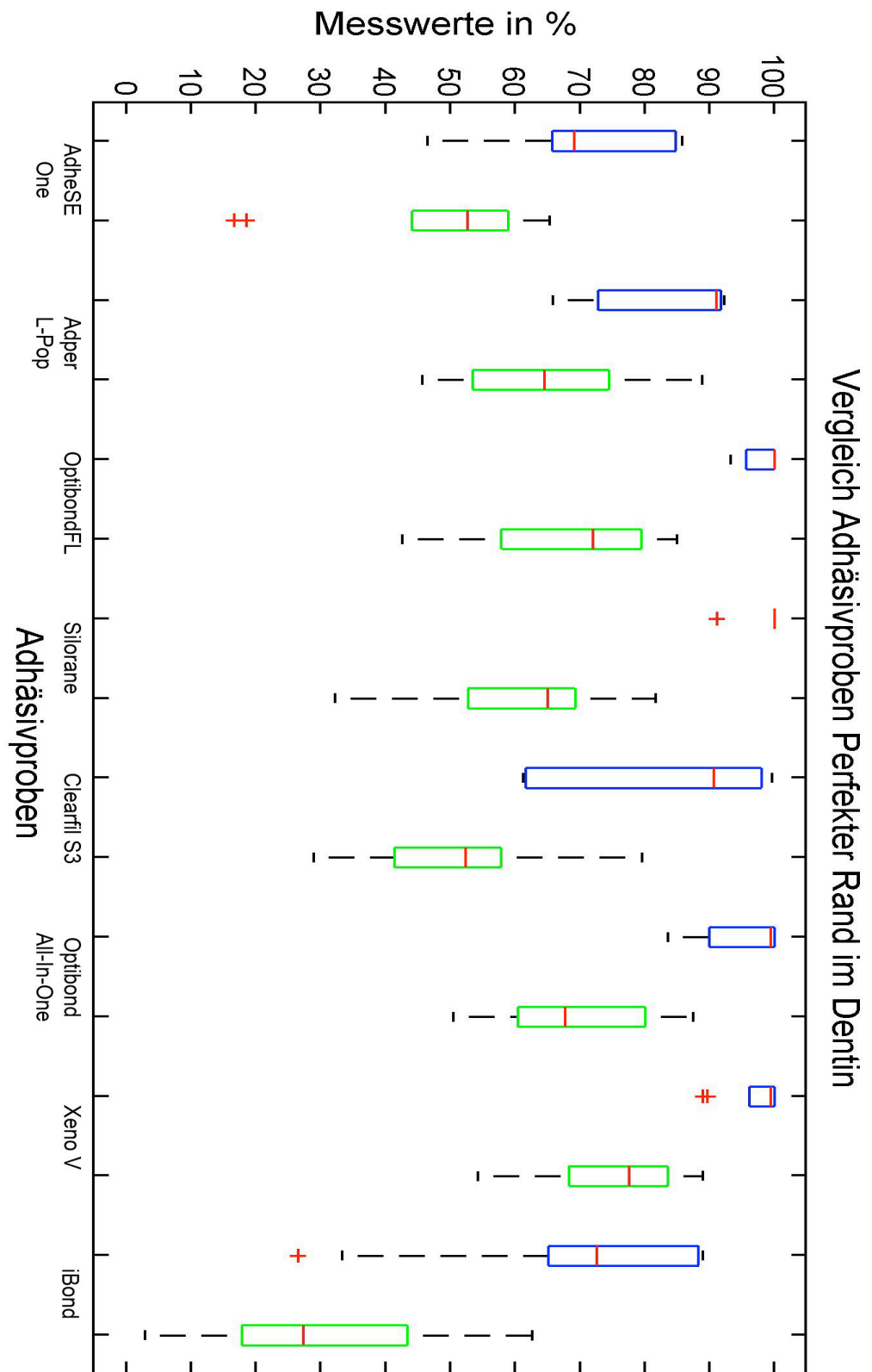


Abb. 15 : Ergebnisse der Auswertung „Perfekter Rand“ im Dentin vor (blau) und nach (grün) Lagerung der Adhäsive.

Diskussion

Tabelle 13 vergleicht die Ranglisten für „perfekten Rand“ im Dentin.

Rang	Dentin, nach Lagerung	Dentin, vor Lagerung
1	Xeno V (74,7 %)	OptiBond FL (100%)
2	OptiBond All In One (69,8 %)	Silorane (100%)
3	OptiBond FL (68,3 %)	Xeno V (99,44 %)
4	Adper Prompt L-Pop (65,1 %)	OptiBond All In One (99,43 %)
5	Silorane (61,4 %)	Adper Prompt L-Pop (91,04 %)
6	Clearfil S3 Bond (52,9 %)	Clearfil S3 Bond (90,63 %)
7	AdheSE One (47,9 %)	iBond (72,59 %)
8	iBond (29,4 %)	AdheSE One(69,14 %)
1 = größter Anteil perfekten Rand, 8 = geringster Anteil perfekten Randes		

Tab. 13 : Gegenüberstellung der Ranglisten für „Perfekter Rand“, vor und nach Lagerung

Wie in Abbildung 16 und 17 zu erkennen ist, traten im Dentin bei den frischen Adhäsiven so gut wie keine Randspalten und weniger Haarrisse als im Schmelz auf. Wenn man also die Ergebnisse für die Kriterien „Randspalt“ und „Haarrisse“ im Dentin zusammenfasst und mit denen nach der Lagerung vergleicht, erlangt man annähernd die gleiche Rangliste (Tabelle 14). Die Dentinhaftung wurde also durch die Lagerung der Adhäsive bei jedem System ungefähr in gleichem Maße negativ beeinflusst. Während für die Schmelzhaftung, wie oben erwähnt, Unterschiede bestehen.

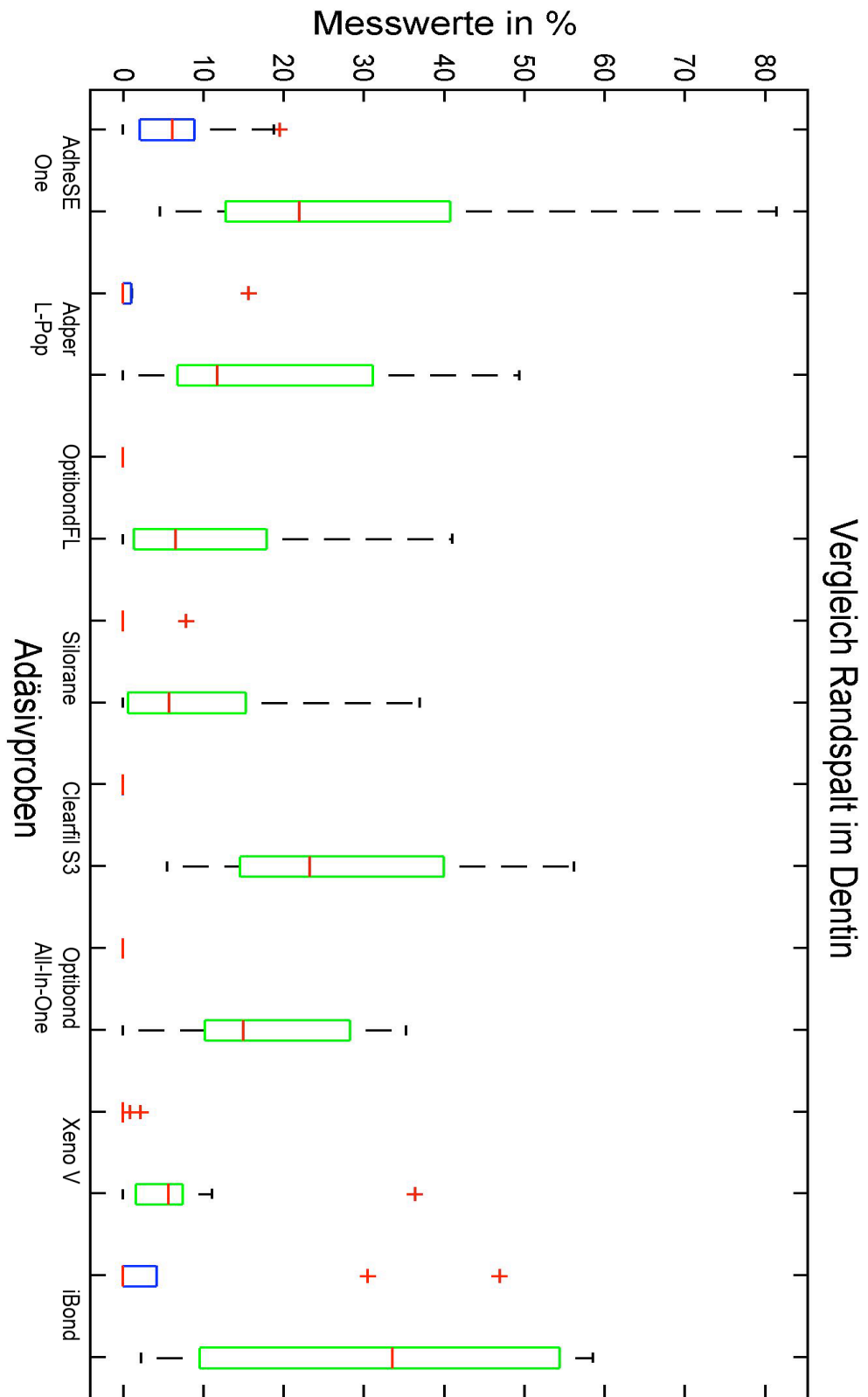


Abb. 16 : Ergebnisse der Auswertung „Randspalt“ im Dentin vor (blau) und nach (grün) Lagerung der Adhäsive

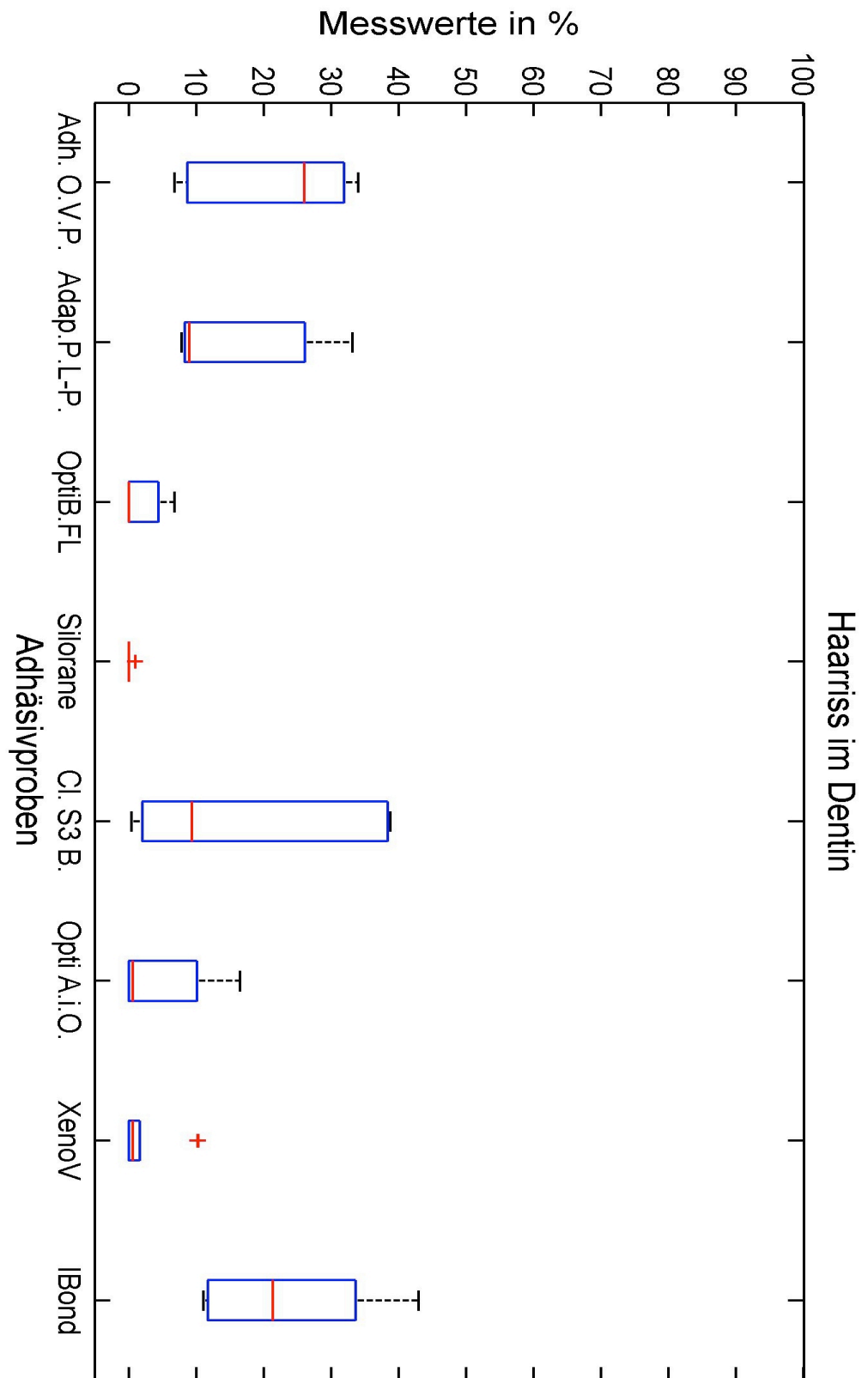


Abb. 17 : Ergebnisse der Auswertung „Haarriss“ im Dentin vor Lagerung der Adhäsive

Diskussion

Im Dentin traten vor der Lagerung der Adhäsive nur bei AdheSE One mit 6,1 % Randspalten auf. Zur besseren Veranschaulichung wird in Tabelle 14 das Kriterium „Randspalt“ nach Lagerung mit „Haarriss“ vor Lagerung verglichen.

Rang	Dentin nach Lagerung	Dentin vor Lagerung
1	Xeno V (8,0 %)	Silorane (0%)
2	Silorane (10,0 %)	OptiBond FI (0%)
3	OptiBond FL (11,5 %)	Xeno V (0,56 %)
4	Adper Prompt L-Pop (17,6 %)	OptiBond All In One (0,57 %)
5	OptiBond All In One (18,3 %)	Adper Prompt L-Pop (8,96 %)
6	Clearfil S3 Bond (27,9 %)	Clearfil S3 Bond (9,37 %)
7	AdheSE One (29,4 %)	iBond (21,32 %)
8	iBond (31,3 %)	AdheSE One (25,96 %)
1 = geringster Anteil Randspalt , 8 = höchster Anteil Randspalt, bzw. Haarriss		

Tab. 14 : Gegenüberstellung der Ranglisten für „Randspalt“ bzw. Haarriss, vor und nach Lagerung.

4.1.3 Vergleich der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests

Während für die Schmelzbereiche eine ähnliche Verteilung der Ergebnisse bei der rasterelektronenmikroskopischen Randspaltvermessung und dem Farbstoffpenetrationstest für alle Materialien beobachtet werden konnte, gab es für die Dentinbereiche häufiger Unterschiede zwischen den Ergebnissen der beiden Testmethoden.

Im Schmelz wies lediglich das System Silorane bei der Farbstoffpenetration signifikant bessere Werte als bei der Randspaltvermessung auf. Insgesamt fielen die Ergebnisse im Schmelz, wie auch schon bei der rasterelektronischen Untersuchung, schlechter aus als im Dentin.

Auch wenn man die Ergebnisse vor und nach Lagerung der Adhäsive im Schmelz vergleicht, kommt man zu einer ähnlichen Rangliste. So erzielten OptiBond FI und

Diskussion

Silorane, wie in Abbildung 18 und 19 zu sehen ist, in beiden Versuchen die besten Ergebnisse. AdheSE One und iBond schneiden am schlechtesten ab.

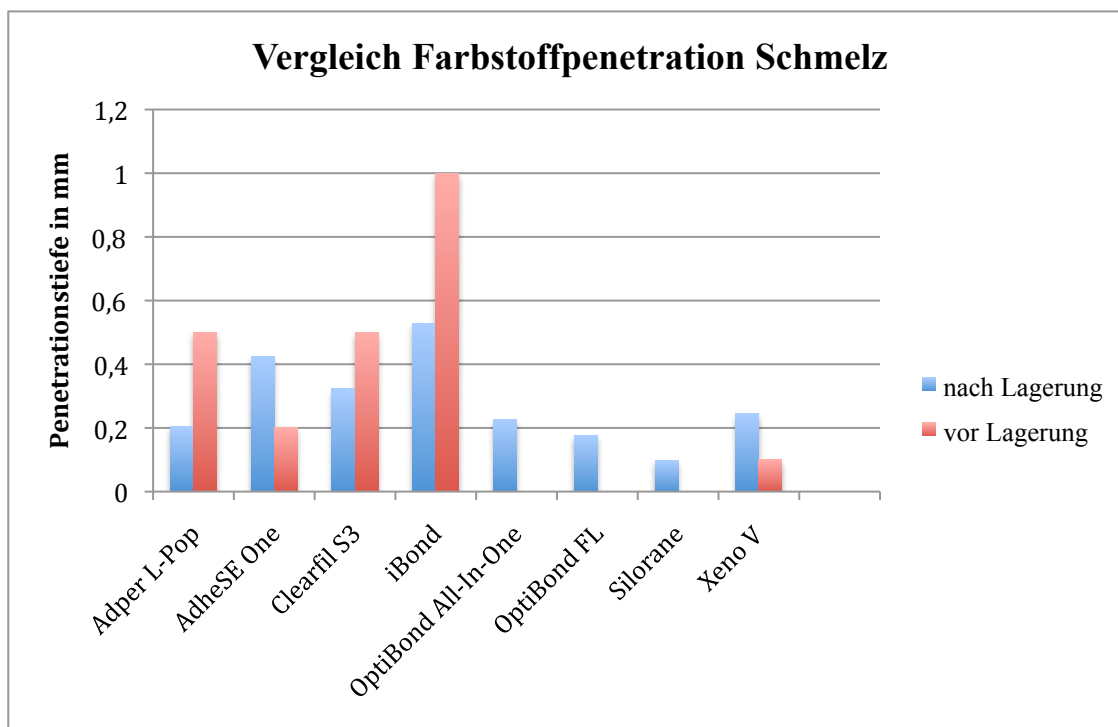


Abb. 18 : Vergleich der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstest im Schmelz

Im Dentin wichen die Ergebnisse stärker von denen der rasterelektronischen Untersuchung ab als im Schmelz. Auch der Vergleich der Ergebnisse mit der vorrangegangenen Studie kam zu keiner eindeutigen Korrelation. Besonders auffällig ist das verhältnismäßig schlechte Abschneiden von OptiBond FL, welches in dieser Studie für den Farbstoffpenetrationstest nur den 7 Rang erreicht, bei der Randspaltanalyse aber mit die besten Ergebnisse erzielte. Auch vor der Lagerung wies OptiBond FL so gut wie keine Farbstoffpenetration auf (siehe Abbildung 19). Wobei berücksichtigt werden muss, dass bei der rasterelektronischen Untersuchung keine Aussage über die Tiefe eines Randspalts gemacht werden kann. Des weiteren kam es bei OptiBond FL bei einem Zahn zu Farbstoffpenetrationstiefen bis über die Hälfte des Kavitätenrandes. Durch die mehrfache Schnittführung fiel diese eine Probe so stark ins Gewicht, dass OptiBond FL gegenüber allen anderen Adhäsiven beim Farbstoffpenetrationstest signifikant schlechter abschnitt. Dieses schlechte Abschneiden ist daher nur durch eine Probe bedingt, wodurch die Ergebnisse mit Vorsicht zu geniessen sind.

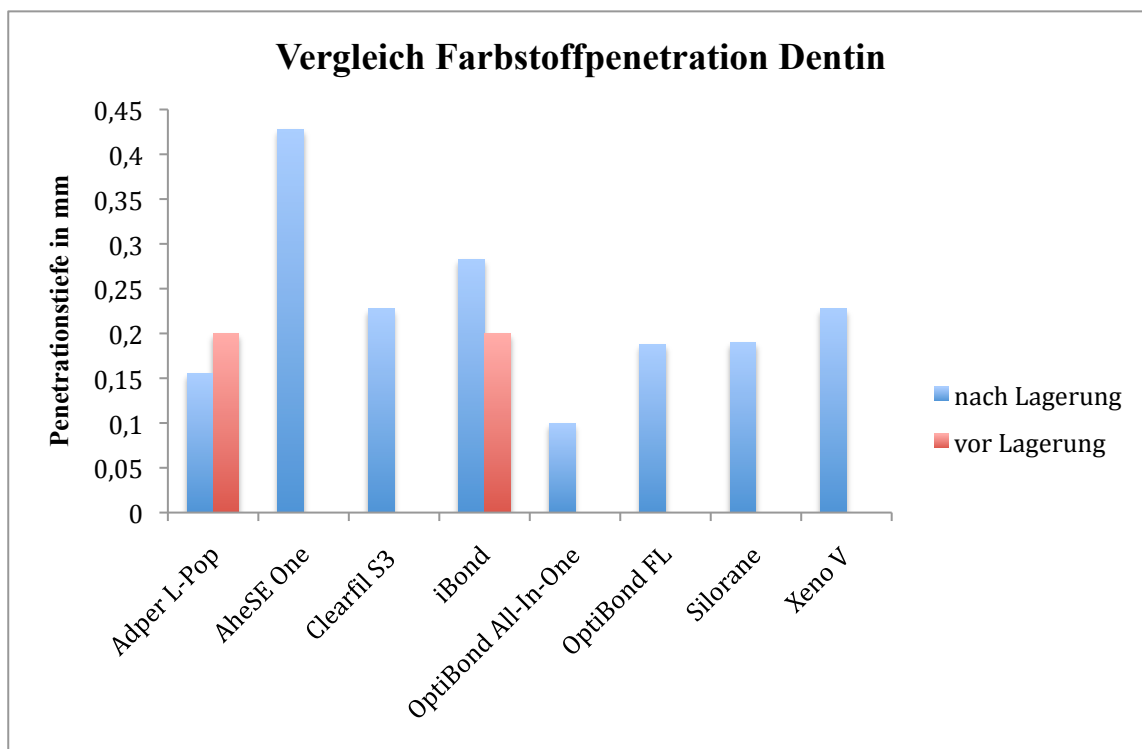


Abb. 19 :Vergleich der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstest im Dentin

4.2 Diskussion der Methodik

4.2.1 In-vitro versus In-vivo- Studie

Es steht außer Frage, dass In-vitro-Studien nur mit Einschränkungen auf die variablen klinischen Situationen zu übertragen sind [PERDIGAO & LOPES 1999]. Faktoren wie eine schwierige Zugänglichkeit, Trockenlegung zervikaler Zahnbereiche sowie der Zustand des Dentins, wo je nach Sklerosierungsgrad unterschiedlich viel Dentinliquor ausströmt, sind kaum zu imitieren. Der Dentinliquorausstrom, der durch den intrapulpalen Druck ausgelöst wird, kann die Adaptation hydrophober Monomere beeinträchtigen [QVIST & QVIST 1987]. Im vorliegenden Versuchsaufbau wurde der intrapulpalen Druck nicht simuliert. In den meisten In-vitro-Studien werden extrahierte Weisheitszähne oder Prämolaren verwendet, die im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung extrahiert wurden. Diese meist jugendlichen Zähne haben weite Dentinkanälchen, was einen Unterschied zur klinischen Situationen darstellt. Vorteile

Diskussion

von In-vitro-Studien sind die einfachere Durchführbarkeit, die Unabhängigkeit vom Patienten sowie das Ausschalten ungleicher Voraussetzungen in Bezug auf die Speichelflussrate, die Speichelzusammensetzung oder die Mundhygiene des jeweiligen Patienten [ROULET 1994]. Im Vergleich zu In-vivo-Studien bieten In-vitro-Studien die Möglichkeit nicht nur die Oberfläche der Restauration zu beurteilen, sondern auch deren Tiefe, wie zum Beispiel beim Farbstoffpenetrationstest [GLADYS et al. 1995, PERDIGAO & LOPES 1999]. Des Weiteren eignen sie sich zum Vergleich neuer Materialien mittels schneller Screeningtests, um einen ersten Überblick über die Materialeigenschaften zu bekommen [CRIM 1993, PERDIGAO et al. 1998, SANTINI et al. 2000, VAN MEERBEEK et al. 2000]. Dies macht deutlich, warum In-vitro-Studien zur Beurteilung von Füllungsmaterialien so weit verbreitet sind. [BRÄNNSTRÖM et al. 1984, AIROLDI et al. 1992, DIETSCHI et al. 1992, MEHL et al. 1994, BRAEM et al. 1995, DIETRICH et al. 1999, KREJCI et al. 1999, LI et al. 2000, MANHART et al. 2000,]. Zur realistischen Beurteilung der Materialien sind klinische Untersuchungen unerlässlich [LINDEN & SWIFT 1994, ROULET 1994, SWIFT et al. 1996, PERDIGAO et al. 2000, HASHIMOTO et al. 2001]. Dies wäre allerdings in der hier dargestellten Studie aus medizinisch-ethischen Gründen nicht vertretbar.

Die vorliegende Studie hat die Besonderheit, dass zum Vergleich der Ergebnisse die In-vitro Verhältnisse so exakt wie möglich denen der Vorhergegangenen entsprechen mussten. Problematik hierbei war, dass z.B. bei der Anwendung der Adhäsive oder der Beurteilung der rasterelektronischen Untersuchung individuelle Unterschiede der Autoren bestehen. Dadurch kann man nicht von exakt gleichen Bedingungen sprechen. Auch wenn die Verfasser jegliche Arbeitsschritte miteinander besprochen haben. Aus den In-vitro erhaltenen Ergebnissen kann also nur bedingt Rückschluss auf die klinische Situation gezogen werden.

4.2.2 Proben

Für die Versuchsdurchführung wurden ausschließlich menschliche, defektfreie Zähne verwendet. Testungen fanden zwar heraus, dass Dentin von Rinderzähnen an der

Diskussion

Schmelz-Zement-Grenze ähnliche Eigenschaften besitzt wie der koronale Anteil humanen Dentins, allerdings bezog sich dies nur auf die Permeabilitätseigenschaften [SCHMALZ et al. 2001]. Um jedwede Variabilität auszuschließen, sollten daher für In-vitro-Studien nur menschliche Zähne verwendet werden. Das Alter der Zähne konnte in dieser Studie nicht bestimmt werden, da es sich zum Großteil um retinierte defektfreie Weisheitszähne handelte. Untersuchungen bestätigen jedoch, dass das Alter eines Zahnes keinen Einfluss auf die Qualität einer direkten Restauration hat [OZER et al. 2005]. Die Zähne können in unterschiedlichen Lösungen gelagert werden. Je nach Autor werden verschiedene Möglichkeiten empfohlen : z.B. 0,1%ige Chloraminlösung nach [HALLER et al. 1993], 0,2%ige Thymollösung [SANTINI et al. 2000] oder Ringerlösung [MANHART et al. 2001]. Im vorliegenden Versuch wurde 1%ige Chloraminlösung verwendet, um zusätzlich eine größtmögliche Keimfreiheit zu gewährleisten [MITCHEM & GRONAS 1986]. Es konnte gezeigt werden, dass die Lagerung in dieser Lösung keinen Einfluss auf die anschließende adhäsive Behandlung hat.

4.2.3 Kavität

Die Kavitäten sollen möglichst standardisiert präpariert sein, um gleiche Volumina und Oberflächen zu erhalten. Da durch immer besser werdende Materialien eine Unterschnittpräparation, wie sie beim Amalgam üblich war, nicht mehr nötig ist [TOUATI et al. 2001], wurde eine Präparationsform gewählt, die einen keilförmigen Defekt widerspiegelt. Um die Proben später für den Penetrationstest zersägen zu können und um möglichst große Materialunterschiede zu erhalten, wurde die Ausdehnung der Füllungen recht groß gewählt. Sie liegt aber noch in einem klinisch relevanten Bereich. Es sollten Schwächen und Unterschiede der einzelnen Materialien gezeigt werden. Zum günstigeren Anschnitt von Schmelzprismen wurde eine leichte Anschrägung und im Dentin ein gerade auslaufender Rand präpariert. Dies wird in vielen Studien empfohlen [HUGO et al. 1992, HILTON & FERRACANE 1999].

4.2.4 Füllungstechnik und Füllungsmaterial

In der vorliegenden Studie wurde mit Ausnahme des Filtek® Systems, bei dem nur das gleichnamige Komposit zum Adhäsivsystem kompatibel ist, das Kompositmaterial Tetric® EvoFlow verwendet. Es gehört zur Gruppe der mittelviskösen, fließfähigen Komposite, welche eine höhere Elastizität und geringere Sprödigkeit aufweisen. Sie haben den Vorteil, dass sie weniger empfindlich gegen Verformungen sind und eine bessere Benetzung der Kavitätenwände ermöglichen. Als Nachteil ist die wegen des niedrigeren Füllstoffgehalts starke Polymerisationsschrumpfung anzusehen [HALLER 2000], welche sogar bei hochviskösen Materialien bis zu 4% betragen kann [GUGGENBERGER & WEINMANN 2000, PRICE et al. 2000, RUEGGERBERG 2002, CIVELEK et al. 2003]. Je größer die Polymerisationschrumpfung und die daraus resultierende Schrumpfkraft ist, desto eher kann ein Randspalt an adhäsiven Restaurationen entstehen. Zur Kompensation dieser Kraft wären Verbundfestigkeiten von 17-20 MPa nötig, was bis heute kein Adhäsiv-Komposit System in der Lage ist dauerhaft zu erreichen [DAVIDSON et al. 1984, KORAN & KURSCHNER 1998, HALLER 2000,].

Neben der Polymerisationsschrumpfung spielt auch die Art der Applikation, das heißt die Einteilung, Positionierung und das Volumen der einzelnen Kompositinkremente eine entscheidende Rolle für die Randständigkeit der Restauration. Mehrere Autoren [KREJCI & LUTZ 1991, OLMEZ et al. 1998] haben das Füllungsrandverhalten bei Klasse V Kavitäten, die mit verschiedenen Techniken gefüllt wurden, untersucht. Es stellte sich heraus, dass bei großen und tiefen Kavitäten, wie sie in der vorliegenden Studie vorzufinden sind, mit einem schrittweisen Vorgehen die besten Ergebnisse zu erzielen sind. Man entschied sich also für dieses Verfahren, auch wenn in der Klinik sicherlich häufiger das Einschnittverfahren angewandt wird.

4.2.5 Künstliche Alterung durch Thermocycling

Für die Beurteilung der Beständigkeit des Verbundes zwischen Zahn und Restaurationsmaterial ist die künstliche Probenalterung durch Wasserlagerung und zyklische Temperaturwechselbelastungen von großer Bedeutung. Das Thermocycling

Diskussion

soll die Heiß und Kalt-Belastungen in der Mundhöhle simulieren. Durch die thermische Expansion des Füllungsmaterials und des Zahnes wird mechanischer Stress auf die Verbundzone zwischen Zahn und Komposit ausgeübt, was zu Randspaltbildungen führen kann [MIYAZAKI et al. 1998, TITLEY et al. 2003]. In Bezug auf Temperaturdifferenz und Verweildauer zwischen den Bädern sowie auf die gewählte Anzahl an Zyklen orientierte man sich an anderen Untersuchungen [HALLER et al. 1993b, HOFMANN et al. 2003, FRANKENBERGER & TAY 2005]. PRICE fand heraus, dass eine Erhöhung der Zyklen auf bis zu 5000 einen sehr negativen Effekt auf die Verbundfestigkeit hat, wenn zusätzlich ein hoher C-Faktor gewählt wurde [PRICE et al. 2003]. Als Ursache dafür gelten hydrolytische Prozesse innerhalb des Hybridlayers. Gerade bei Verwendung von All-In-One Systemen sollen semipermeable Membranen in der Verbundschicht entstehen. Dies führt zur Wasseraufnahme in die Schicht zwischen Adhäsiv und Komposit [TAY et al. 2002]. Adper Prompt L-Pop zeigt in der Literatur bei Versuchen zum Einfluss von Thermocycling auf die Verbundfestigkeit nur geringe Abweichungen [EL ARABY & TALIC 2007]. Dies könnte das verhältnismäßig gute Abschneiden dieses Systems in der vorliegenden Studie begründen.

4.2.6 Randspaltbeurteilung unter dem Elektronenmikroskop

Der klinische Langzeiterfolg einer Kompositfüllung hängt in erster Linie von der Qualität der Abdichtung am Restaurationsrand ab. Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zur qualitativen und quantitativen In-vitro-Untersuchung von Randspalten hat sich dabei als genaue und zuverlässige Methode erwiesen [HASHIMOTO et al. 2001, MANHART et al. 2001]. Durch die Herstellung von Kunstharzreplika müssen die Proben nicht zerstört werden und Folgetests wie der Farbstoffpenetrationstest können problemlos angeschlossen werden. Außerdem können mehrere Tests an einer Probe zu verschiedenen Zeitpunkten, z.B. vor und nach Thermocycling, durchgeführt werden [GLADYS et al. 1998, HASHIMOTO et al. 2001]. Artificielle Risse, die bei Echtzähnen durch die Einwirkung des Hochvakuums im Rasterelektronenmikroskop entstehen können [REINHARDT et al. 1984], würden Folgeuntersuchungen ausschließen. Zur Beurteilung der Randschlussqualität wird zumeist die Randspaltlänge [KREJCI et al. 1993] und nicht die Randspaltbreite

[TORTENSON & ODEN 1989] als Maß für die Qualität der Füllung verwendet. Dies macht Sinn, da sich ein kleiner aber recht breiter Spalt entlang eines Füllungsrandes günstiger auf den Langzeiterfolg der Restauration auswirken dürfte als eine Kontinuitätsunterbrechung über eine weite Strecke. Daher entschloss man sich in dieser Studie auf eine Breitenmessung des Randspaltes zu verzichten. Als Nachteil kann die ausschließliche Bewertung der oberflächlichen Randqualität angesehen werden.

4.2.7 Farbstoffpenetrationstest

Da man von den Ergebnissen aus der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung keine Rückschlüsse auf die Mikroleakage ziehen kann, müssen hierfür andere Verfahren herangezogen werden. Der Begriff der Mikroleakage wurde eingeführt, um die Penetration von Flüssigkeiten, Molekülen, Inonen und Bakterien entlang der Kavitätenwand in die Tiefe an der Restaurationsgrenze beschreiben zu können [GORDAN et al. 1998]. Für die Bestimmung dieser gibt es verschiedene Testverfahren. Neben Permeabilitätstests oder der Auflösung von Zahnhartsubstanz nach Farbstoffpenetration ist die Verwendung von Farblösungen mit anschließendem Zersägen der Proben die geläufigste Form [HILTON & FERRACANE 1999, GLADYS et al. 2001]. Als Penetrationsmedium hat sich in der Vergangenheit Silbernitrat (AgNO_3) bewährt [BARKHORDAR et al. 1992, PRATI et al. 1994]. Dieses hat den Vorteil, dass sie beim Zersägen unter Wasserkühlung nicht ausgewaschen wird. Die Einwirkzeit der Farblösung scheint dabei keinen Einfluss auf die Penetrationstiefe zu haben [HILTON 1998]. Als Nachteil der Methode kann das zwangsläufige Zerstören der Proben gesehen werden. Viele Autoren bewerten die Methode als unzureichend [GWINNETT et al. 1995, GALE & DARVELL 1997]. Begründet wird dies vor allem in der Analyse nur einzelner Schnittflächen. Daher wurden Verfahren entwickelt, wie zum Beispiel die Erfassung digitalisierter Bilder von Serienschnitten, welche die Untersuchungsergebnisse verbessern sollten [GALE et al. 1994]. Im Gegensatz dazu bewerteten andere Autoren die konventionelle Technik als genauso aussagekräftig wie die neueren [MARINELLI & EICHMILLER 1993]. Man muss sich auch die Frage stellen, ob Speichel oder andere Flüssigkeiten, wie sie in der Mundhöhle vorkommen, das identische Penetrationsvermögen aufweisen wie die verwendete Silbernitratlösung.

Diskussion

Die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung und des Farbstoffpenetrationstestes sollen in dieser Studie einander ergänzen und genauere Informationen über die Qualität des gesamten adhäsiven Verbundes geben [FRIEDL et al. 2000]. Wie auch in anderen Studien korrelieren die Ergebnisse der Randspaltanalyse und der Mikroleakageuntersuchung nicht in allen Fällen. Deshalb kann ein direkter Zusammenhang zwischen den beiden Untersuchungen nicht nachgewiesen werden [ROULET 1987, SØDERHOLM 1991].

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen analysiert. Die zur Anwendung gekommenen All-In-One-Adäsive bzw. Self-Etch-Adhäsive sowie das Silorane Adhäsiv wurden frisch vom Hersteller bezogen und zuvor in einer vorangegangenen Studie verwendet [KAHLERT 2011]. Diese Materialien wurden nach 9 Monaten erneut getestet.

Als Referenzgruppe sollte in beiden Studien das als Goldstandard anerkannte OptiBond Fl dienen.

In 80 extrahierten menschlichen Molaren wurden keilförmige Klasse-V-Kavität präpariert. Es wurden acht Versuchsgruppen gebildet, welche sich, mit Ausnahme des Silorane Systems, ausschließlich durch das verwendete Adhäsivsystem unterscheiden. Besonderheit der Studie war, dass die Systeme schon in einer vorangegangenen Arbeit verwendet wurden und danach 9 Monate bei Raumtemperatur gelagert wurden. Diese erreichte im Sommer durchaus Werte von über 30 °C.

Klinische Bedingungen wurden durch 12-wöchige Wasserlagerung bei 37°C, unterbrochen von Thermocycling, simuliert. Mittels Replikas wurde der Randschluss der Füllungen unter dem Elektronenmikroskop untersucht und ausgewertet. Außerdem wurde der adhäsive Verbund mittels Farbstoffpenetrationstests überprüft. Hierbei wurde die Eindringtiefe des Farbstoffs überprüft.

Wie schon bei Verwendung der frischen Adhäsive konnte auch in dieser Versuchsreihe bei keinem System ein spaltfreier Verbund erzielt werden. Die Ergebnisse dieser Studie waren allerdings sowohl im Dentin als auch im Schmelz erheblich schlechter als vor der Lagerung. Wobei angemerkt werden muss, dass der Vergleich der Ergebnisse kritisch gesehen werden muss, da die Versuchsreihen von unterschiedlichen Anwendern durchgeführt wurden.

Beim Vergleich der Ergebnisse aus beiden Studien zeigten iBond und AdheSE One sowohl im Schmelz als auch im Dentin die schlechtesten Werte. Der Vergleich der Sieger der Studien zeigte zum Teil große Unterschiede. So zum Beispiel Adper Prompt L-Pop, welches nach der Lagerung verhältnismäßig sehr viel bessere Ergebnisse

Zusammenfassung

erreichte als davor. Hierbei spielen wahrscheinlich die Verpackung, sowie die chemische Zusammensetzung der Adhäsive eine tragende Rolle. OptiBond FL erreicht in beiden Arbeiten als Referenzpräparat mit die besten Ergebnisse. Allerdings haben sich auch hier Materialeinbußen nach der Lagerung gezeigt.

Die Studie konnte zeigen, dass sich sowohl bei den All-In-One Adhäsivsystemen als auch bei Etch-Rinse-Systemen wie OptiBond FL und Silorane eine Lagerung bei Raumtemperatur über einen längeren Zeitraum negativ auf die Materialeigenschaften ausübt. Dies zeigte sich auch in der Konsistenz der Adhäsive. Man muss allerdings festhalten, dass v.a. die All-In-One Systeme aufgrund ihrer schwierigen Lösungszusammensetzung dieser Problematik unterliegen. Auch Präparate wie Xeno V, welche neuartige, lagerstabilere Methacrylamide verwenden, weisen zwar bessere Ergebnisse auf, lösen das Problem aber nicht vollständig. Auch hier treten nach Verlängerung der Lagerzeit hydrolytische Prozesse auf. Zusätzlich führen Licht und Sauerstoff zu einer vorzeitigen Degradation. In der Zukunft sollte es also Ziel der Hersteller sein, nicht nur die Anwenderfreundlichkeit, sondern auch die Lagerstabilität der Adhäsive zu verbessern. Keines der untersuchten Präparate konnte dieses Problem bis jetzt zufriedenstellend lösen.

Es ist zu empfehlen, Adhäsivsysteme kühl zu lagern und rasch zu verbrauchen.

6. Literaturverzeichnis :

Airoidi R.L., Krejci B., Lutz F.: In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class V cavity preparations. *Quintessence Int* 23, 355-362 (1992)

Barkhordar R.A., Stark M.M., Soelberg K.: Evaluation of the apical sealing ability of apatite root canal sealer. *Quintessence Int* 23, 515-8 (1992)

Bittencourt D., Ezecelevski I., Reis A., Van Dijken J.: An 18-months' evaluation of self-etch and etch-and-rinse adhesive in non-cariou cervical lesions. *Acta Odontol Scand*, 63, 173-8 (2005)

Blunk U.: Marktübersicht Adhäsivsysteme. *Zahnärztl Prax.* 8, 14-23 (2003)

Brackett W., Ito S., Nishitani Y., Haisch L., Pashley D.: The microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground enamel. *Oper Dent* 31, 332-7 (2006)

Braem M.J., Lambrechts P., Gladys S., Vanherle G.: In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater* 11, 137-41 (1995)

Brännström M., Torstenson B., Nordenvall K.J.: The initial gap around large composite restorations in vitro: The effect of etching on enamel walls. *J Dent Res* 63, 681-684 (1984)

Buonocore M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853 (1955)

Carvalho R.M., Chersoni S., Frankenberger R., Pashley D.H., Prati C., Tay F.R.: A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occur in self-etch adhesives. *Biomaterials* 26, 1035-1042 (2005)

Casselli D.S., Martins L.R.: Postoperative sensitivity in class I composite resin restorations in vivo. *J Adhes Dent* 8, 53-8 (2006)

Literaturverzeichnis

Cheong C., King N.M., Pashley D.H., Ferrari M., Toledano M., Tay F.R.: Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 28, 747–55 (2003)

Chersoni S., Suppa P., Breschi L., Ferrari M., Tay F.R., Pashley D.H., Prati C.: Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dent Mater* 20, 796-803 (2004)

Christensen G.J.: Self-etching primers are here. *Am J Dent* 132, 1041-1043 (2001)

Civelek A., Ersoy M., L'Hotelier E., Soyman M., Say E.C.: Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent* 28, 635 (2003)

Crawford P.J.M., Whittaker D.K. and Owen G..M.: The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehabil* 14, 283-289 (1987)

Davidson C. L., de Gee A. J., Feilzer A.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396 (1984).

De Munck J., Van Meerbeek B., Satoshi I., Vargas M., Yoshida Y., Armstrong S.: Microtensile bond strengths of one and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 16, 414–20 (2003)

De Munck J., Vargas M., Iracki J., Van Landuyt K., Poiterin A., Lambrechts P.: One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 30, 39–49 (2005)

Dietschi D., Maeder M., Campanile G., Holz J.: Influence of a new experimental bonding agent on marginal seal of class V restorations: an in-vitro study. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102, 1455-1459 (1992)

Dietschi D., Herzfeld D.: In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106, 1033-42 (1998)

Literaturverzeichnis

Dietrich T., Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.F.: Marginal adaption of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. J Dent 27, 119-128 (1999)

Eick J.D., Smith R.E., Pinzino C.S., Kostoryz E.L.: Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. J Dent 34, 405-410 (2006)

El Araby A.M., Talic Y.F.: The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin, J of Contemp Dent Pract 8, 17-24 (2007)

Erickson R.L., Barkmeier W., Kimmes S.: Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. Dent Mater 10, 1187-1194 (2009)

Ernst C.P., 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, 95-104 (2001)

Ernst C.P., Cortain G., Spohn M., Rippin G. & Willershausen B.: Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. Dent Mater 18, 351-358 (2002a)

Ernst C.P., Streicher S. & Willershausen B.: Marginal adaptation of self-etching adhesives in Class II cavities. J Adhes Dent 4, 223-231 (2002b)

Ernst C., Holzmeier M., Willershausen B. In vitro bond strength of self-etching adhesives in comparison to 4th and 5th generation adhesives. J Adhes Dent 6, 293-9 (2004)

Ernst, C.-P.: Selbstkonditionierende Adhäsive. Magazin für Zahnheilkunde, Management und Kultur 20, 6-27 (2004)

Ferracane J.L.: Status of Research on New Fillers and New Resin for Dental Composites. Advanced Adhesive Dent Granada Intern. Symposium, 3-22 (1999)

Literaturverzeichnis

Finger, W.J.: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. Am J Dent 1, 184-188 (1988)

Frankenberger R.: Schmelz und Dentinbonding State of the Art 2000. Ästhet Zahnmed. 5, 286-294 (2000)

Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A.: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. Oper Dent 25, 324-330 (2000b)

Frankenberger R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie, 3M Espe AG, 12-27 (2001)

Frankenberger R., Perdigao J., Rosa B.T., Lopez M.: One bottle vs. multi-bottle dentin adhesives- a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 17, 373-380 (2001b)

Frankenberger R., Tay F.: Self-etch/etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 21, 397-412 (2005)

Frankenberger R., Lohbauer U., Roggendorf MJ., Naumann M., Taschner M.: Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 10, 339-44 (2008)

Frankenberger R.: Adhäsivtechnik 2009 – Neuigkeiten, Tipps und Trends. Quintessenz 60 (4), 415-423 (2009)

Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Markl A.: Marginal adaptation of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". Oper Dent 25, 26-32 (2000)

Fritz U.B., Finger W.J.: Bonding efficiency of single-bottle enamel/ dentin adhesives. Am J Dent 112, 277-282 (1999)

Fusayama T., Nakamura M., Kurosaki N., Iwaku M.: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 58, 1364-1370 (1979)

Literaturverzeichnis

Gale M.S., Darvell B.W., Cheung G.S.: Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent* 22(6), 370-5 (1994)

Gale M.S., Darvell B.W.: Controlling dentine penetration in computer microleakage tracer mapping. *J Dent* 25, 129-36 (1997)

Gallo J.R., Comeaux R., Haines B., Xu X., Burgess J.O.: Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. *Oper Dent* 26, 44-47 (2001)

Gladys V.K., Van Meerbeek B., Inokoshi S., Willems G., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Clinical semiquantitative marginal analysis of four tooth coloured inlay systems at 3 years. *J Dent* 23, 329-338 (1995)

Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Marginal adaptation and retention of a glass-ionomer, resin-modified glass-ionomers and a polyacid-modified resin composite in cervical Class-V lesions. *Dent Mater* 14, 294-306 (1998)

Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Microleakage of adhesive restorative materials. *Am J Dent* 14, 170-6 (2001)

Goracci C., Sadek F., Monticelli F., Cardoso P., Ferrari M.: Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 6, 313-8 (2004)

Gordan V., Vargas M., Cobb D., Denehy G.: Evaluation of acidic primers in microleakage of Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent* 23, 244-249 (1998)

Gross A.: Kunststoffe in der Zahnmedizin. *Chem unserer Zeit* 13, 142-6 (1979)

Guggenberger R., Weinmann W.: Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 13, 82 (2000)

Gwinnett A.J.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 7, 144-148 (1994)

Literaturverzeichnis

Gwinnett J.A., Tay F.R., Pang K.M., Wei S.H.: Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent* 74, 575-85 (1995)

Haller B., Klaiber B., Dürner U., Hofmann N.: Dentinpermeabilität nach Vorbehandlung mit Cleansern und Primern. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 171-175 (1992)

Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Bloching U.: Effect of storage media on mikroleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9, 191-197 (1993)

Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Pfannkuch A.: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 100 (1993b).

Haller B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759 (1994)

Haller B.: Recent developments in dentin bonding. *Am J dent* 13, 44-49 (2000)

Haller B., Blunck U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme *Zahnärztl Mitt* 1 (2003)

Hannig M., Bock H., Bott B., Hoth-Hannig W.: Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electronmicroscopy. *Eur J Oral Sci* 110, 464-70 (2002)

Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Endo K., Sano H., Oguchi H.: Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent* 14, 211-5 (2001)

Hashimoto M., Ito S., Tay F.R., Svizero N.R., Sano H., Kaga M., Pashley D.H.: Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 83, 843-848 (2004).

Hickel R.: Die zervikale Füllung. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 13-19 (1994)

Literaturverzeichnis

Hilton, T.J.: Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Transactions Academy of Dental Materials 12, 21-71 (1998)

Hilton T.J., Ferracane J.L.: Cavity preparation factors and microleakage of class II composite restorations filled at intraoral temperatures. Am J Dent 12, 123-130 (1999)

Hoelscher D.C., William A.G., Linger J.B.: Effect of light source position and bevel placement on facial margin adaption of resin based composite restorations. Am J Dent 13, 171-175 (2000)

Hofmann N., Siebrecht C., Hugo B., Klaiber B.: Influence of curing methods and materials on the marginal seal of class V composite restorations in vitro. Oper Dent 2, 160-7 (2003)

Holzmeier M., Ernst C., Willershausen B., Hirschfelder U.: In-vitro Shear Bond Strength of Self-etching versus Traditional Adhesives for Orthodontic Luting. J Orofac Orthop 67, 244-59 (2006)

Hugo B., Lussi A., Hotz P.: Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 1181-1188 (1992)
Ianzano J.A., Gwinnet A.J.: Clinical evaluation of class V restorations using a total etch technique: 1-year results. Am J Dent 6, 207-210 (1994)

Imoto M., Choe S.: Vinyl Polymerization. V. Decomposition of sym-substituted benzoyl peroxides in presence of dimethylanilide. J Polym Sci 15, 485-501 (1955)

Inoue S., Vargas M., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G.: Microtensile bond strength of eleven contemporary Adhesives to enamel. Am J Dent 16, 329-34 (2003)

Jacobsen T., Soederholm K.J.: Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater 11, 132-6 (1995)

Jain P., Stewart G.P.: Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. Oper Dent 25, 51-58 (2002)

Literaturverzeichnis

Jayasooriya P.R., Pereira P.N., Nikaido T., Tagami J.: Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent* 15, 105–113 (2003)

Kahlert D.: Überprüfung der Randschlussqualität von Klasse-V-Kompositfüllungen unter Anwendung verschiedener Adhäsivsysteme, med. Diss., Universität Würzburg (2011)

Kanca J.: Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to Dentin. *Quintessence Int* 23, 39-41 (1992a)

Kanca J.: Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 9, 273-276 (1996)

Kazantsev O.A., Shirshin K.V., Sivokhin A.P., Tel'nov S.V., Zhiganov A.E., Mironycheva Y.L.: Hydrolysis of 2-hydroxyethyl methacrylate in concentrated aqueous solutions. *Russ J Appl Chem* 76, 1296–8 (2003)

Krejci I., Lutz F.: Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent* 19, 24 (1991)

Krejci I., Kuster M., Lutz F.: Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *J Dent Res* 72, 490-4 (1993)

Krejci I., Schüpbach P., Balmelli F., Lutz F.: The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. *Dent Mater* 15, 349-58 (1999)

Koran P., Kurschner R.: Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am J Dent* 11, 17 (1998)

Li H., Burrow M.F., Tyas M.J.: Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhes Dent* 2, 57-65 (2000)

Literaturverzeichnis

Linden J.J., Swift E.J.: Mikroleakage of two new dentin adhesives. *Am J Dent* 7, 31- 34 (1994)

Loguercio A., Moura S., Pellizzaro A., Dal-Bianco K., Patzlaff R., Grande R.: Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Oper Dent* 33, 79–88 (2008)

Lopes G., Marson F., Vieira L., Andrada M., Baratieri L. Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Oper Dent* 29, 424–9 (2004)

Loquercio A., Bittencourt D., Baratieri L., Reis A.: A 36-month evaluation of self-etch and etch-and-rinse adhesives in non carious cervical lesions. *J Am Dent Assoc* 138, 507–14 (2007)

Lutz F., Krejci I., Schupbach P.: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 537-549 (1993)

Manhart J., Chen H.Y., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen- Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 128-133 (2000)

Manhart J., Schmidt M., Chen H.Y., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent* 26, 357-66 (2001)

Marinelli S.M., Eichmiller F.: Comparing three dimensional vs. two dimensional evaluation of microleakage in composite restorations. *J Dent Res* 72, 197 (1993)

Mehl A., Hartl S., Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 815-818 (1994)

Mitchem J.C., Gronas D.G.: Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *Journal of the American Dental Association* 113, 285-287 (1986)

Literaturverzeichnis

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, 118-122 (1998)

Moll K., Gartner T., Haller B.: Effect of moist bonding on composite/enamel bond strength. *Am J Dent* 15, 85-90 (2002)

Moll K., Schuster B., Haller B.: Dentin bonding of light- and self-curing resin composites using simplified total- and self-etch adhesives. *Quintessence Int* 38, 27-35 (2007)

Moszner N., Zeuner F., Fischer U.K., Rheinberger V.: Monomers for adhesive polymers, 2. Synthesis and radical polymerisation of hydrolytically stable acrylic phosphonic acids. *Macromol Chem Phys* 200, 1062-7 (1999)

Moszner N., Zeuner F., Fischer U.K., Rheinberger V.: Monomers for adhesive polymers, 3. Synthesis, radical polymerisation and adhesive properties of hydrolytically stable acrylic phosphonic acid monomers. *Macrom Mater Eng* 286, 225-31 (2001)

Moszner N.: New monomers for dental application. *Macrom Symp* 217(1), 63-76 (2004)

Moszner N., Salz U., Zimmermann J.: Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 21, 895-910 (2005)

Nalla R.K., Balooch M., Ager J.W., Kruzic J.J., Kinney J.H., Ritchie R.O.: Effect of polar solvents on the fracture resistance of dentin: role of water hydration. *Acta Biomater* 1, 31-43 (2005)

Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E.: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mat Res* 16, 265-273 (1982)

Literaturverzeichnis

Nakabyashi 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, 202-208 (1996)

Nishiyama N., Suzuki K., Yoshida H., Teshima H., Nemoto K.: Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 25, 965–9, 1264–6 (2004)

Nishiyama N., Suzuki K., Yoshida H., Teshima H., Nemoto K.). Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 25, 965-969 (2004)

Olmez A., Oztas N., Bilici S.: Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int* 29, 725 (1998)

Ozer F., Sengun A., Ozturk B., Say E.C., Tagami J.: Effect of tooth age on microtensile bond strength of two flouride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent* 7, 289-295 (2005)

Pashley D., Ciucchi B., Sano H., Horner J.: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International* 24, 618-631 (1993)

Pashley D. H., Carvalho R.M.: Dentin Permeability and dentine adhesion. *J Dent* 25, 355-372 (1997)

Paul S.J., Schärer P.: Scherfestigkeit von Dentinhaftvermittlern unter intrapulparem Druck und Temperaturwechsel. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 707-714 (1993)

Perdigao J., Lopes M.: Dentin Bonding – Question for the New Millenium. *J Adhes Dent* 1, 191-209 (1999)

Perdigao J., Frankenberger R., Rosa B.T.: New Trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 13, 25-30 (2000)

Perdigao J., Frankenberger R.: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32, 385-390 (2001)

Literaturverzeichnis

Perdigão J., Lopes M.: The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence Int* 32, 1, 19-26 (2001)

Perdigão J., Geraldeli S.: Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 15, 32-42 (2003)

Perdigão J., Dutra-Corrêa M., Sastilhos N., Carmo A., Anauate-Netto C., Cordeiro H.: One-year clinical Performance of self-etch adhesives in posterior restorations. *Am J Dent* 20, 125-33 (2007)

Perry R.D.: Clinical evaluation of total-etch and self-etch bonding systems for preventing sensitivity in class 1 and class 2 restorations. *Compend Contin Educ Dent* 28, 12-4 (2007)

Prati C., Tao L., Simpson M., Pashley D.H.: Permeability and microleakage of Class II resin composite restorations. *J Dent* 22, 49-56 (1994)

Price R.B., Rizkalla A.S., Hall G.C.: Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and unfilled resin. *Am J Dent* 13, 176 (2000).

Price R.B., Derand T., Andreou P., Murphy D.: The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomater* 24, 1013-1021 (2003)

Qvist V., Qvist J.: Replica patterns on composite restorations performed in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. *Scand J Dent Res* 95, 87-93 (1987)

Reinhardt K.J., Vahl J., Tölle F.: Vergleichende Untersuchungen zur Tauglichkeit von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 39, 105-109 (1984)

Retief D.H., Mandras R.S., Russel C.M.: Shear bond strength required to prevent microleakage at the dentin/restoration interface. *Am J Dent* 7, 43-46 (1994)

Literaturverzeichnis

Ritter A., Heymann H., Swift E., Sturdevant J., Wilder Jr. A.: Clinical evaluation of an all-in one adhesive in non-cariou cervical lesions with different degrees of dentin sclerosis. *Oper Dent* 33, 370–8 (2008)

Roulet, J.F.: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 18, 543-52 (1987).

Roulet J.F.: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22 1, 9-12 (1994)

Rueggeberg F. A.: From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 87, 364 (2002)

Ruse N.D., Smith D.C.: Adhesion to bovine dentin-surface characterization. *J Dent Res* 70, 1002–8 (1991)

Ruyter I.E.: Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand* 39, 27–32 (1981)

Salz U., Zimmermann J., Zeuner F., Moszner N.: Hydrolytically stable monomers for self-etching enamel-dentin adhesives. *ACS, Div Polym Chem, Polym Prepr* 45, 325 (2004)

Salz U., Zimmermann J., Zeuner F., Moszner N.: Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhesive Dent* 7, 107–16 (2005)

Salz U., Zimmermann J., Salzer T.: Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 7, 7–17 (2005)

Salz U., Mucke A., Zimmermann J., Tay F., Pashley D.: pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *J Adhes Dent* 8, 143–50 (2006)

Literaturverzeichnis

Sanares A.M., Itthagarun A., King N.M., Tay F.R., Pashley D.H.: Adverse surface interactions between one-bottle light- cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17, 542–56 (2001)

Santini A., Plasschaert A.J.M., Mitchell S.: Marginal leakage of filled dentin adhesives used with wet and dry bonding techniques. *Am J Dent* 13, 93-97 (2000)

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. Deutsch Zahnärztebl* 108, 306-31 (1999b)

Schaller H.G.: Schmelz- und Dentinhaftung. *Dtsch Zahnärztl Z* 6, 54-60 (1999)

Schmalz G., Hiller K.A., Nunez L.J., Stoll J., Weis K.: Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod* 27, 23-30 (2001)

Schulze K.A., Oliveira S.A., Wilson R.S., Gansky S.A., Marshall G.W., Marshall S.J.: Effect of hydration variability on hybrid layer properties of a self-etching versus an acid-etching system. *Biomaterials* 26, 1011–8 (2005)

Schuckar M., Geurtsen W.: Proximo-cervical adaptation of Class II-composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. *J Oral Rehabil* 24, 766-75 (1997)

Shinchi M.J., Soma K., Nakabayashi N.: The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater* 16, 324-9 (2000)

Søderholm K.J.: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 7, 74-83 (1991)

Literaturverzeichnis

Swift E.J., Triolo P. T., Barkmeier W.W., Bird J.L. Bounds S.J.: Effect of low viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent*, 9, 100-104 (1996)

Tay F.R., Gwinnett A.J., Wei S.H.Y.: Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *Am J Dent* 10, 77-82 (1997)

Tay F.R., Pashley D.H.: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I:depth of penetrations beyond dentin smear layer. *Dent Mater* 17, 296-308 (2001)

Tay F.R., Pashley D.H., Suh B.I., Carvalho R.M., Itthagarun A.: Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30, 371-82 (2002)

Tay F.R., Suh B.I., Pashley D.H., Prati C., Chuang S.F., Li F.: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent* 5, 91-105 (2003).

Tay F.R., Pashley D.H.: Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 69, 726-731 (2003)

Tay F.R., Pashley D.H., Yiu C.K., Sanares A.M., Wei S.H.: Factors contributing to the incompatibility between simplified- step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 5, 27-40 (2003)

Tay F.R., Pashley D.H., Garcia-Godoy F., Yiu C.K.: Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 17, 315-22 (2004)

Titley K., Caldwell R., Kulkarni G.: Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent* 16, 120-124 (2003)

Torstenson B., Oden A.: Effects of bonding agent types and incremental techniques on minimizing contraction gaps around resin composites. *Dent Mater* 5, 218-23 (1989)

Literaturverzeichnis

Touati B., Miara P., Nathason D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. Urban und Fischer Verlag München Jena, 9-22 (2001)

Unemori M., Matsuya Y., Akashi A., Goto Y., Akamine A.: Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent* 17, 191-195 (2004)

Van Landuyt K.L., Snauwaert J., De Munck J., Peumans M., Coutinho E., Poitevin A.: Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28, 3757- 3785 (2007)

Van Landuyt K.L., Peumans M., Fieuws S., De Munck J., Cardoso M.V., Ermis R.B.: A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in-one adhesive in non-cariou cervical lesions at 1-year. *J Dent* 36, 847–55 (2008)

Van Meerbeek B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res* 71, 1530-1540 (1992)

Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 977-984 (1994)

Van Meerbeek B., Vargas M., Inoue A., Yoshida Y., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent*, 13, 3-17 (2000)

Van Meerbeek B., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., van Herle G., Sano H.: Microtensile bond strength of eleven modern adhesive systems to enamel. *IADR*, abstract 563 (2001)

Van Meerbeek B., Inoue S., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: Enamel and dentin adhesion. In : Summit, J.B., Robins J. W., Schwartz R.S., dosSanto J.: *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach.* Quintessence Publishing Co.Chicago, 178-235 (2001)

Literaturverzeichnis

Wang P., Dennison J.B., Herrero A.A.: Clinical Comparison of a Micro-Hybrid and a Packable Composite in Posterior Restorations: Two-year Report. IADR Göteborg, Abstr. No. 2369 (2003)

Weinmann W., Thalacker C., Guggenberger R.: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 21,68-74 (2005)

Yazici A., Celik C., Ozgunaltay G., Dyangac B.: Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent* 32, 166–72 (2007)

Zeuner F., Quint S., Geipel F., Moszner N.: A simple method for the preparation of functionalized steric hindered methacrylic acid esters and amides. *Synth Commun* 34, 749–55 (2003)

Zheng L., Pereira P.N.R., Nakajima M., Sano H., Tagami J.: Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent* 26, 97–104 (2001)

Anhang

7. Anhang

Herstellerverzeichnis :

Abformmaterial Honigum
Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH
D-22547 Hamburg

Adhäsivsysteme

- Adper® Prompt® L-Pop® (Fa. 3M ESPE) Lot. :288785
- iBond® (Fa. Heraeus Kulzer) Lot. :010080
- Clearfil®S3 Bond® (Fa. Kuraray Dental) Lot. :41124
- Optibond® FI (Fa. Kerr) Lot. :Primer 456153, Adhesive 2716264
- Xeno V® (Fa. Densply) Lot. :0704000721
- Filtec® Silorane (Fa. 3M ESPE) Lot. :AWT-3/3
- Optibond® All-In-One (Fa. Kerr) Lot. :C03343
- AdheSE® One Vivapen (Fa. Ivoclar Vivadent) Lot. :K14311

Autopolymerisat Paladur® transparent
Heraeus Kulzer GmbH,
D – 61273 Wehrheim/Ts.

Diamantschleifer
#806314835KR012;
#806314835KREF012
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG
D – 32631 Lemgo

Einmal-Applikator Kerr Applikator Tip
Kerr GmbH
D – 76158 Karlsruhe

Fließfähiges Füllungskomposit
Tetric Flow® Ivoclar Vivadent AG
FL - 9494 Schaan

Epoxidharz Araldit®
Ciba-Geigy
CH – 4002 Basel
Graphitkleber Leit-C® nach Göcke

Anhang

Conductive Carbon Cement
Neubauer Chemikalien
D – 65393 Walluf

Gummipolierer
braun: #9608204030
Komet
Gebr. Brassler GmbH & Co. KG,
D - 32675 Lemgo

Kältebad UKT 600
Lauda
D – 97922 Lauda-Königshofen

Kochsalzlösung Isotone Kochsalzlösung 0,9%
Fresenius AG
D – 61343 Bad Homburg

Komposit Tetric Evo Flow
Ivoclar Vivadent GmbH
D - 73479 Ellwangen

Phosphorsäuregel Total Etch
Vivadent
FL – 9494 Schaan

Polymerisationsgeräte Elipar Highlight
ESPE Dental-Medizin GmbH
D – 82229 Seefeld

Rasterelektronenmikroskop DSM 940
Zeiss West Germany
D – 73447 Oberkochen

Röntgenfilmentwicklerlösung Periomat Intra
Dürr Dental AG
D-74321 Bietigheim-Bissingen

Anhang

Scaler
Hu-Friedy
D - 69181 Leimen

Sputtergerät K 550 – Emitech
Röntgenanalytik Messtechnik GmbH
D – 65232 Taunusstein

Statistik-Programm SPSS Inc.
USA - Illinois 60606 Chicago

Trennscheibe WOCO 93/6
Connrad GmbH
D – 38678 Clausthal Zellerfeld

Trennschleifmaschine WOCO 50/Med
Connrad GmbH
38678 Clausthal Zellerfeld

Wärmebad MT
Lauda
D – 97922 Lauda-Königshofen

Wärmeschränk Memmert
D – 91126 Schwabach

Winkelstücke KaVo
Vertriebsgesellschaft mbH
D – 88396 Biberach

3A-Sonde Hu-Friedy Mfg. Co. Inc
Zweigniederlassung Deutschland
D – 69181 Leimen

Anhang

Mittelwerte für Dentindatensatz:

	Deskriptive Statistik ^a		
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	65,1000	14,32322
Randspalt	10	17,5721	17,10313
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = Adper Prompt L-Pop

	Deskriptive Statistik ^a		
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	47,9298	17,15729
Randspalt	10	29,3264	22,79760
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = AdheSE One

	Deskriptive Statistik ^a		
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	52,8647	14,87156
Randspalt	10	27,9266	17,07234
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = Clearfil S3 Bond

Anhang

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	29,4371	17,81261
Randspalt	10	31,3290	22,03624
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = iBond

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	69,8001	12,16632
Randspalt	10	18,2960	11,55068
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = OptiBond All In One

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	68,2827	14,62573
Randspalt	10	11,5254	13,82944
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = OptiBond FI

Anhang

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	61,4481	13,93366
Randspalt	10	10,0600	11,53685
Gültige Werte (Listenweise)	10		
a. Probe = Silorane Filtek			

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	74,6814	11,18217
Randspalt	10	8,0468	10,50864
Gültige Werte (Listenweise)	10		
a. Probe = Xeno V			

Anhang

Mittelwerte für den Schmelzdatensatz :

Deskriptive Statistik ^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	64,1002	11,14414
Randspalt	10	11,3162	6,65991
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = Adper Prompt L-Pop

Deskriptive Statistik ^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	28,1128	10,33535
Randspalt	10	55,1352	14,37588
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = AdheSE One

Deskriptive Statistik ^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	55,7939	16,21781
Randspalt	10	26,7048	20,99767
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = Clearfil S3 Bond

Anhang

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	1,9268	3,66249
Randspalt	10	81,9296	14,97184
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = iBond

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	54,6829	9,23880
Randspalt	10	33,3803	9,98167
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = OptiBond All In One

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	56,1004	19,18981
Randspalt	10	17,9255	8,61291
Gültige Werte (Listenweise)	10		

a. Probe = OptiBond FI

Anhang

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	24,8205	12,79443
Randspalt	10	46,0386	11,68682
Gültige Werte (Listenweise)	10		
a. Probe = Silorane			

Deskriptive Statistik^a			
	N	Mittelwert	Standardabweichung
Perfekter Rand	10	39,0907	15,86249
Randspalt	10	46,7569	16,39919
Gültige Werte (Listenweise)	10		
a. Probe = Xeno V			