

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. H.-G. Schaller)



**Die Haftkraft selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit
unterschiedlicher Perfusionsmedien**

Dissertation

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

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther Universität Halle-Wittenberg

von Katrin Fechner

geboren am 06.08.1981 in Schönebeck (Elbe)

Gutachter:

1. Prof. Dr. H.-G. Schaller
2. Prof. Dr. A.M. Kielbassa (Berlin)

Verteidigt am: 19. März 2008

urn:nbn:de:gbv:3-000013679

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000013679>]

Meinen Eltern

Durch Forschen nur
gewinnt man Vorsicht und Bedacht in allem Tun.

(Sophokles, griechischer Tragiker, 496-406 v. Chr.)

Referat:

Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der Zughaftkräfte verschiedener selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler. Einen Kernpunkt stellt dabei die Untersuchung des Einflusses einer Serumperfusion, vergleichend zur Standardmethode mit physiologischer Kochsalzlösung, dar.

Dazu wurden 150 kariesfreie, menschliche Zähne derart präpariert, dass das Pulpadach noch intakt war und somit nach entsprechendem Einbau in einen bestimmten Versuchsaufbau die Simulation einer intrapulpalen Perfusion mit verschiedenen Testlösungen durchführbar war. Die Verteilung der Zähne auf zehn Versuchsgruppen erfolgte zufällig. Die eingesetzten Perfusionslösungen waren für fünf Gruppen (Reihe N) eine isotonische Kochsalzlösung und für die übrigen fünf Gruppen (Reihe S) eine humane, 20%ige Serumlösung. Die fünf Gruppen testeten jeweils die Produkte Clearfil SE Bond[®] (Kuraray), Clearfil Protect Bond[®] (Kuraray), Xeno 3[®] (Dentsply), Futurabond NR[®] (VOCO), iBond[®] (Heraeus Kulzer). Während des Auftrags der Dentinhaftvermittler lag stets ein simulierter Pulpainnendruck mit einer konstanten Höhe von 30 cm H₂O vor. Zur Ermittlung der Zugfestigkeitswerte wurde dieser Versuchsaufbau zehn Minuten nach Auftrag in eine Zwick-Universalprüfmaschine eingebaut.

In Reihe N ist der signifikant höchste Mittelwert der Haftkräfte 31,57 MPa ± 3,22 und wird von Futurabond NR[®] (VOCO) erreicht. Die signifikant höchsten Werte der Reihe S erlangen die Produkte Futurabond NR[®] (VOCO) mit 45,38 MPa ± 3,87 und iBond[®] (Heraeus Kulzer) mit 46,38 MPa ± 3,24 (jeweils p=0,05; Duncan Test). Zwischen diesen beiden Produkten ist in Reihe S kein signifikanter Unterschied der mittleren Haftkräfte zu ermitteln. Nach statistischer Analyse konnten den Gruppen der Reihe S jeweils höhere Haftwerte als den entsprechenden Gruppen der Reihe N nachgewiesen werden.

Der Gebrauch selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler führt in dieser In-vitro-Untersuchung zu verlässlichen Haftkräften. Trotz der Einschränkung einer In-vitro-Untersuchung kann geschlussfolgert werden, dass selbstkonditionierende Dentinhaftvermittler durchaus in der Lage sind die in der Praxis geforderten Haftwerte zu erreichen.

Die Perfusion mit einer Serumlösung scheint wie auch eine Kochsalzperfusion eine geeignete Methode zu sein, um perfundiertes Dentin zu simulieren. Sie scheint darüber hinaus die Unterschiede zwischen einer In-vitro- und einer In-vivo-Untersuchung zu minimieren. Dies liegt an den präzipitierenden Effekten dieser proteinhaltigen Lösung und stellt sich durch den Anstieg der Werte in Reihe S zur Reihe N und den hohen Werten der Reihe S dar.

Fechner, Katrin: Die Haftkraft selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit unterschiedlicher Perfusionsmedien. Halle, Univ., Diss., 75 Seiten, 2007

Inhaltsverzeichnis

1.	Einteilung und Grundlagen	1
1.1.	Problematik der Dentinhaftung	1
1.1.1.	Strukturen des Dentins	1
1.2.	Dentinpermeabilität – Dentinliquor – Schmierschicht	3
1.2.1.	Strukturen der Pulpa	3
1.2.2.	Schmierschicht	4
1.3.	Dentinhaftvermittler – Generationen	6
1.3.1.	Generationeneinteilung	7
1.4.	Selbststützende Adhäsive	11
2.	Ziel der Untersuchung	13
3.	Material und Methode	14
3.1.	Material	14
3.1.1.	Zähne	14
3.1.2.	Lösungen	14
3.1.3.	Dentinhaftvermittler	14
3.1.4.	Komposit	16
3.2.	Methode	17
3.2.1.	Herstellung der Dentinscheiben	17
3.2.2.	Durchführung der Zugversuche	18
3.2.3.	Versuchsgruppeneinteilung	21
3.3.	Quantitative Analyse	21
3.4.	Qualitative Analyse	22
3.5.	Statistik	23
4.	Ergebnisse	24
4.1.	Quantitative Untersuchung	24
4.1.1.	Darstellung der Messergebnisse - Deskriptive Betrachtung	24
4.1.2.	Prüfstatistik - Analytische Betrachtung	37
4.2.	Qualitative Untersuchung	39

5.	Diskussion	50
5.1.	Material, Versuchsaufbau und Durchführung	50
5.2.	Überführung von in vivo Bedingungen auf den In-vitro-Versuch	52
5.3.	Perfusionslösungen	54
5.4.	Quantitative Analyse – Vergleich der Messergebnisse	55
5.4.1.	Ergebnisse Reihe N	56
5.4.2.	Ergebnisse Reihe S	56
5.4.3.	Interpretation der Wertigkeit der Ergebnisse	57
5.5.	Qualitative Analyse – Frakturanalyse	60
6.	Schlussfolgerungen und Perspektiven	62
7.	Zusammenfassung	64
8.	Literaturverzeichnis	66
9.	Thesen	74

Abkürzungsverzeichnis

4-META	Methacrylethyltrimellitatanhydrid
Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirka
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
et al.	et altera
Gew%	Gewichtsprozent
H ₂ O	Wasser
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
HNPM	Naphtoxypropylmethacrylat
Hrsg.	Herausgeber
MMA	Methylmethacrylat
MPP	Methacryloxyethyl-phenylphosphat
mmHg	1 Torr = 133,32 Pa
NaCl	Natriumchlorid
NPG-GMA	N-Phenylglycin-Glycidylmethacrylat
PENTA	Dipentaerythritol-Pentacrylat-Phosphorsäureester
Phenyl-P	2-Methacryloyloxy-Ethyl-Phenyl-Hydrogenphosphat
Tab.	Tabelle
TBB	Tri-n-Butylboran
TEG-DMA	Tetraethylenglycol-Dimethacrylat
UDMA	Urethanethylendimethacrylat
Vol%	Volumenprozent
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil

1. Einleitung und Grundlagen

1.1. Problematik der Dentinhaftung

Dentin ist genauso wie die mesodermal entstandene Pulpa ein spezialisiertes Gewebe, jedoch ektomesenchymaler Herkunft. Beide werden ab dem zweiten Embryonalmonat gemeinsam aus der Zahnpapille gebildet (Linde, 1987), weswegen sie von einigen Autoren als funktionelle Einheit verstanden und als Pulpa-Dentin-Komplex (Baume, 1980) benannt werden. Einig ist man sich in der Tatsache Dentin in Bezug zum Zahnschmelz als ein weniger stark mineralisiertes, lebendes Hartgewebe zu betrachten, welches in der Lage ist auf äußere Reize, physiologischer oder pathologischer Art, zu reagieren. Eben diese Verflechtung von Hartgewebe und innerviertem Weichgewebe stellt das Kernproblem der Dentinhaftung dar.

1.1.1. Strukturen des Dentins

Das Dentin unterscheidet sich recht wesentlich vom Schmelz und ähnelt in seiner Morphologie eher dem menschlichen Knochen oder Wurzelzement.

Während der gesamten Lebenszeit, also auch nach der Zeit des Zahndurchbruchs, kann dessen Bildung fortgesetzt werden und somit unterliegt das Dentin zeitlebens ständigen Umbauvorgängen.

Die anorganischen Substanzen des Dentins machen 70% des Gewichts und 45% des Volumens aus. Die Hauptsubstanzen Kalzium und Phosphor (Massenverhältnis 1: 2,13) liegen zumeist als Kalziumhydroxylapatit und in geringeren Mengen als Kalziumkarbonat, Kalziumfluorid und Magnesiumphosphat vor. Sie ergänzen sich mit einigen Spurenelementen (Rowles, 1967; Weatherell und Robinson, 1973).

Mit einer Größe von 65 mal 20 nm sind die Kristalle im Dentin als Apatitgebilde erheblich kleiner und dünner als im Schmelz und liegen eher ungeordnet vor (Smillie, 1973; Ten Cate, 1985).

Die organischen Bestandteile des Dentins nehmen 20 % des Gewichts des Dentins bzw. 30% des Volumens der Gesamtheit ein (Buddecke, 1981). In eine nicht-kollagene Grundsubstanz (8 Vol%, 8 Gew%), die sich aus kollagenartigen Verbindungen wie Muko- und Sialoproteinen und Chondroitinsulfaten zusammensetzt (Jones und Leaver, 1974), bettet sich das Typ1 Kollagen (92% Vol%, 92 Gew%).

Die übrigen Gewichts- bzw. Volumenanteile nimmt Wasser mit jeweils 10 % bzw. 25 % ein.

Ausgehend von der pulpenahen Schicht mit den Odontoblasten samt Fortsätzen folgen von zentral nach peripher Prädentin, zirkumpulpaes Dentin und Manteldentin. Die in Dentinkanälchen eingebetteten Odontoblastenfortsätze durchziehen den Dentinkern vom Odontoblastensaum bis hin zum Manteldentin (Schroeder, 1987).

Der Verlauf der Dentinkanälchen, auch als Dentintubuli bezeichnet, ist im Kronendentin S-förmig gewunden und im Wurzelndentin geradlinig.

In Richtung der Peripherie nehmen Durchmesser, Dichte und Anzahl der Tubuli proportional ab. Finden sich pulpenah Kanälchen mit einem mittleren Durchmesser von 2,5 μm , sind das 3,3 mm peripher der Pulpa-Dentin-Grenze schon rund 0,8 μm (Garberoglio und Braennstroem, 1976).

Allerdings ist gerade der Durchmesser besonders altersabhängig, da es mit der Ausfällung des intratubulären Hydroxylapatits und dessen wandständiger Ablagerung, die zeitlebens stattfindet, zur Retraktion der Odontoblastenfortsätze und anschließenden Sklerosierungen der dazugehörigen Tubuli kommt.

Die Dichte der Dentinkanälchen wird mit pulpenah 64000 Stück / mm^2 und pulpenfern mit 16000 Stück / mm^2 angegeben, wobei die Dentinoberflächen zentral zu ca. 22% und peripher zu 4% aus Dentinkanälchen bestehen (Marshall, 1993; Nicholson, 2001).

Bei dieser Variabilität der Odontoblastenfortsätze reichen sie dennoch meist bis zum Manteldentin und haben eine maximale Länge von 5000 μm (Maniatopoulos und Smith, 1983). Sie können dabei über ihre Seitenäste mit benachbarten Fortsätzen in Kontakt treten.

Das Gewebe, welches die Dentinkanälchen unmittelbar und direkt stabilisierend umgibt, ist das peritubuläre Dentin. Es hat eine durchschnittliche Schichtdicke von etwa 5 μm . Es ist im Vergleich zum intertubulären Dentin dichter und homogener von Apatitkristallen durchsetzt und somit stärker mineralisiert, sowie weniger säureresistent (Schroeder, 1987).

Während sich das Verhältnis der Apatitkristalle zu den Kollagenfasern im intertubulären Dentin (50%) die Waage hält, fällt das im peritubulären Dentin deutlich zu Gunsten der Apatitkristalle (90%) aus.

Die Aufgabe, die einzelnen Dentinkanälchen voneinander zu trennen, erfüllt das intertubuläre Dentin. Es ist weniger mineralisiert und enthält mehr kollagene Fasern als das peritubuläre Dentin (Marshall, 1993). Eben diese kollagenen Fasern schützen den Mineralanteil dieses Dentins vor Ätzung.

Zirkumpulpaes Dentin, die Hauptmasse des Dentinkerns, weist nur gelegentliche Verzweigungen der Odontoblastenfortsätze auf. Da die Bildung dieses Dentins kein

kontinuierlicher Prozess ist, sondern Sekretions- mit Ruhephasen abwechseln, entsteht ein periodisches Linienmuster (v.-Ebner-Linien) (Schroeder, 1987).

Die mit 10 - 30 µm dünnste Dentinschicht liegt an der Schmelz-Dentin-Grenze und wird als Manteldentin bezeichnet. Wahrscheinlich ist es das Produkt junger, noch unreifer Odontoblasten. Die Abgrenzung ist zum einen durch die zahlreichen Gabelungen odontoblastischer Fortsätze und zum anderen durch eine geringere Mineralisation im Vergleich zum zirkumpulpalen Dentin möglich (Mjör, 1966; Martens, 1968). Das Fehlen von Wachstumslinien ist ebenfalls ein charakteristisches Zeichen für das Manteldentin.

Die Odontoblastenfortsätze schwimmen im periodontoblastischen Raum in Dentinliquor, einer in der Pulpa gebildeten extrazellulären Gewebsflüssigkeit (Lutz et al., 1991), die außerdem noch durch organische Substanzen ergänzt wird.

In diesem Tubulus unterliegt der Fortsatz physiologisch einem nach außen gerichteten Druck von ca. 25-30 mmHg (van Meerbeek et al., 2001), der bei entzündlichen Veränderungen der Pulpa bis auf das Doppelte ansteigen kann (Turner et al., 1989). Zudem besteht über diese Kanäle eine direkte Verbindung zwischen Pulpa und jeder Oberfläche des Dentins.

Dies verdeutlicht also noch einmal die funktionelle Einheit von Pulpa und Dentin und erlaubt dadurch eine Betrachtung des Dentins als innerviertes Hartgewebe.

Bei der Anwendung adhäsiver Techniken ist deshalb ein dichter Verschluss der Dentinoberfläche wichtig, um Spaltbildungen und daraus resultierende Pulpenirritationen zu verhindern (Pashley, 1991).

Der hydrodynamischen Theorie zufolge bewirkt eine rasche Flüssigkeitsbewegung des Liquors in der Pulpaperipherie eine Reizung der A-Delta-Fasern des Nervengeflechts der Pulpa (Braennstroem, 1986; Pashley, 1986) und erklärt somit warum eine Reizung eines zu 70% mineralisierten Hartgewebes möglich ist.

1.2. Dentinpermeabilität – Dentinliquor - Schmierschicht

1.2.1. Strukturen der Pulpa

Die Pulpakernzone ist ein zentraler bindegewebiger Strang, in den Nervenfasern und Blutgefäße eingebettet sind (Hellwig et al., 1999).

Des Weiteren sind in diesem Geflecht Fibroblasten, undifferenzierte Mesenchymzellen, Makrophagen, Monozyten, Histiozyten und Leukozyten und spezifische Zellen - die Odontoblasten - enthalten.

Diese Zellen finden sich in der Pulpa strukturell organisiert und zum Teil schichtweise angeordnet. Jeder Odontoblast durchzieht mit einem Fortsatz das gesamte Dentin bis zur Schmelz-Dentin-Grenze hin (Maniatopoulos und Smith, 1983).

In den Dentinkanälchen, also zwischen dem peritubulären Dentin und dem Odontoblastenfortsatz, befindet sich der Dentinliquor.

Die Zusammensetzung dieser Flüssigkeit wird durch den Odontoblastensaum, verschiedene Strukturen der Tubuliwände und durch die Permeabilität des kapillären Endothels der pulpalen Gefäße beeinflusst. Dabei hat Letzteres den größten Einfluss (Pashley et al., 1981a). Dentinliquor ist demgemäß als eine Art Ultrafeinfiltrat der pulpalen Gefäße anzusehen und ähnelt bezüglich seiner Zusammensetzung der interstitiellen Flüssigkeit (Coffey et al., 1970). Er enthält ferner Immunglobuline und Plasmaproteine (70g/l) (Augustin et al., 1998), Elektrolyte und kleine organische Moleküle (Pashley, 1984).

Der Dentinliquor spielt sowohl für die Sensibilität als auch für die Permeabilität des Dentins die entscheidende Rolle. Durch das Schwimmen der Odontoblastenfortsätze im Dentinliquor ist eine Reizübertragung im Sinne der hydrodynamischen Theorie möglich, welches zur Depolarisation der Axone von A-delta-Fasern beiträgt (Braennstroem, 1986; Pashley, 1986).

Aufgrund der angrenzenden Pulpa und des physiologischen Pulpainnendrucks steht die Flüssigkeitssäule in den Dentintubuli unter einem 30 cm H₂O großen, auswärtsgerichteten Druck (Stenvik et al., 1972; Pashley et al., 1981b).

Dieser nach außen gerichtete Feuchtigkeitsstrom führt zu der Tatsache, dass vitales Dentin keine absolute Trockenheit zulassen kann.

Dies stellt das Kernproblem der adhäsiven Befestigung eines für sich hydrophoben Komposits an dem vitalen, hydrophilen Dentin dar. Die Haftung am Dentin ist daher nicht auf demselben Weg wie am Schmelz erreichbar (Lutz et al., 1979).

1.2.2. Schmierschicht

Eine oberflächlich freiliegende Dentinoberfläche ist dem Angriff von pulpaschädigenden Einflüssen durch Bakterien oder Toxine kaum gewappnet.

Allerdings entsteht bei der iatrogenen Bearbeitung von Dentin mit rotierenden Instrumenten eine Schmierschicht, die Hydroxylapatite, denaturierte Kollagene und Bestandteile aus Speichel und Blut enthält (Pashley, 1988), welche durch die Mikroorganismen des Mundmilieus kontaminiert ist.

Die Schleifstaubschicht verhindert durch Verschließen der Tubuli mit 10 µm (Pashley, 1990) bis 40 µm (Heymann und Bayne, 1993) langen Pfropfen, so genannten „smear plugs“, einen Liquorausstrom (Dippel et al., 1984) und senkt die hohe Permeabilität des Dentins. Die Penetration von Mikroorganismen ist also erschwert (Vojinovic et al., 1973; Olgart et al., 1974) und die Dentinsensibilität verringert. Jedoch ist damit keine vollständige Barriere gegen Bakterientoxine geschaffen (Bergenholtz und Reit, 1980), da diese Schicht dennoch permeabel für bakterielle Stoffwechselprodukte ist.

In Abhängigkeit von Umdrehungsgeschwindigkeit, Kühlung und Beschaffenheit des Präparationsinstrumentes verändert sich die Struktur dieser Schmierschicht (Haller und Klaiber, 1988). Diese Schicht, meist als smear layer bezeichnet, erreicht eine durchschnittliche Dicke von 1-5 µm (Braennstroem, 1984) und verbindet sich mit dem darunter befindlichen Dentin derartig stark, dass ein mechanisches Abwischen oder Abspülen mit Wasser nicht möglich ist (Pashley, 1989; Lamprechts et al., 2000).

Um jedoch eine optimale Benetzung des Dentins zu gewährleisten, ist eine saubere Kavität mit einer hohen Oberflächenenergie notwendig. Eben diese Energie wird jedoch durch organische Auflagerungen stark herabgesetzt (Jendresen et al., 1981).

Die Schmierschicht ist also das schwächste Glied in der Kette der Haftung und stellt somit den limitierendsten Faktor der Adhäsion zwischen Kunststoff und Dentin (Lutz et al., 1993; Haller et al., 1993) dar. Ein dichter, dauerhafter Verbund von Füllungsmaterial und Dentin ist dementsprechend nur unter Einbeziehung der Schmierschicht in den Verbund oder dessen Entfernung möglich (van Meerbeek et al., 1994).

Da sich nach dem Präparieren auf der Dentinoberfläche unweigerlich eine Schmierschicht bildet und diese den Verbund mit Dentin stört, entwickelten sich zwei Strategien wie mit der Schmierschicht verfahren wird um eine Dentinhaftung zu erreichen.

Eine Strategie verfolgt das Ziel der Auflösung der Schmierschicht und dessen vollständige Entfernung. Dabei wird die Schmierschicht aus den Dentinkanälchen und vom intertubulären Dentin entfernt und anschließend applizierte Adhäsive penetrieren das freigelegte Kollagenetzwerk und die Dentintubuli. Dadurch entstehen eine Kunststoff-Dentin-Hybridschicht und Kunststoffzotten (Haller, 1994).

Dieses Verfahren ist bei der Total-Etch-Technik zu finden. Durch die komplette Entfernung der Schmierschicht wird aber ein vermehrter Liquorausstrom erzeugt, der Pulpenschutz ist aufgehoben und zusätzlich wird dem hydrophoben Monomer eine Diffusionsbarriere geschaffen (Pashley et al., 1981a).

Wird das Hydroxylapatit herausgelöst und tritt stattdessen Kollagen an die Oberfläche, verringert sich die Oberflächenenergie. Dieser Verlust an Energie muss durch einen oberflächenaktiven Primer ersetzt werden (Erickson, 1992).

Die andere Strategie zur Schmierschichtbehandlung besteht in deren Veränderung und Einbeziehung in die Hybridschicht. Die bifunktionellen Monomere solcher Adhäsive lösen die Schmierschicht z.T. auf und fällen sie nach deren Infiltrierung, Imprägnierung und nach Verdunsten des Lösungsmittels wieder aus. Somit wird die Schmierschicht verstärkt und in die Hybridschicht integriert und damit in die Dentinhaftung einbezogen.

Es besteht die Möglichkeit mit schwach konzentrierten EDTA – Lösungen oder funktionellen Monomeren, die saure Maleinat- oder Phosphatgruppen beinhalten, lediglich die Schmierschicht des intertubulären Dentins zu beseitigen, wobei die smear-plugs in den Tubuli erhalten bleiben (Haller und Klaiber, 1988; Haller, 1992; Lutz et al., 1993).

Somit könnte ein verstärkter Liquorausstritt und die Erhöhung der Dentinpermeabilität verhindert werden, womit bei Systemen, die der Strategie der kompletten Schmierschichtentfernung verfahren, zu rechnen ist.

Ein dichter Verschluss der Tubuli wird nach Polymerisation des Hybridlayers trotz kurzer Tags erreicht. Allerdings ist von der Penetrationszeit der Monomere abhängig wie dick die Hybridschicht wird (Damaschke und Schäfer, 2000). Für die Technik der selbststützenden Adhäsive bedeutet das, dass sie bis über den smear layer hinaus bis ins intakte Dentin penetrieren können müssen. Dies ist wiederum stark von dem pH-Wert des Bondings und dessen Einwirkzeit abhängig.

Allerdings korrelieren die Haftwerte nicht mit der Dicke der Hybridschicht (Koibuchi et al., 2001; Finger und Balkenhol, 2002).

1.3. Dentinhaftvermittler - Generationen

Schon kurz nach den Anfängen der Entwicklung von Schmelzbondings kam auch der Wunsch nach einem Bondingmaterial für Dentin auf. Die von Buonocore 1955 postulierten Kunststoffzapfen, die in geätztem Schmelz entstehen, können auf das hydrophile Dentin nur bedingt übertragen werden. Damit können nur unbrauchbare Ergebnisse bei Anlagerungsversuchen mit hydrophoben Monomeren erzielt werden (Burke und McCaughey, 1995).

Der Wirkmechanismus der meisten aktuellen Bondingsysteme beruht auf einer Auflösung oder Präzipitation der Schmierschicht, einer Demineralisation des Dentins und dessen anschließende Benetzung mit hydrophilen Monomeren. Abschließend entsteht nach

erfolgreicher Monomerinfiltration des Kollagengeflechts und der Tubuli durch die Polymerisation eine Haftverbundschicht (Schaller, 1999).

Die in der Literatur häufig verwendete Systematik die Adhäsive nach Generationen einzuteilen, gibt durch die dieser Systematik innewohnenden Chronizität am ehesten einen Überblick über dessen Entwicklung. Dabei ist stets zu beachten, dass unter einer Vereinfachung der Systeme und Steigerung der Haftkräfte nicht gleichzeitig auch eine Verbesserung der Randqualität zu verstehen sein muss (Kugel und Ferrari, 2000).

1.3.1. Generationeneinteilung

1. Generation:

Die Anfänge richteten sich noch nach den Erkenntnissen des hydrophoben Schmelzbondings, dessen apolare Gruppen jedoch nicht in der Lage waren hydrophiles Dentin ausreichend zu benetzen oder zu penetrieren (Ernst, 2001). Kramer und McLean beschäftigten sich 1952 erstmals mit Adhäsiven für Acrylatkunststoffe, die jedoch klinisch nicht überzeugen konnten.

1955 gelang es Buonocore einen Primer, der Glycerophosphorsäure-Dimethacrylat enthält, an einem mit 7%iger Salzsäure geätzten Dentin haften zu lassen (Buonocore, 1955). Man spekulierte bei der Erklärung auf eine Interaktion der Phosphatgruppe der Kunststoffmoleküle mit den Kalziumionen des Hydroxylapatits. Eine chemische Stabilität bzw. eine klinisch suffiziente Haftkraft konnte damit aber nicht annähernd erreicht werden, was sich in einem starken Nachlassen der Wirkung unter Wasserzutritt äußerte (Kugel und Ferrari, 2000).

Eine Weiterentwicklung stellte ein System dar, welches eine chemische Verbindung zwischen Acrylat und Kollagen ausbildete (Masuhara et al., 1962). Es wurde später durch die Firma Kulzer (Wehrheim, D) unter dem Namen Palkav[®] vermarktet. Dieses Produkt bestand aus Methylmethacrylat (MMA) und Tri-n-Butylboran (TBB).

Bowen stellte 1965 aus N-Phenyl-Glycin und Glycidylmethacrylat eine oberflächenaktive Mischung namens NPG-GMA her. Dieses bifunktionelle Molekül ist mit seinem hydrophilen Ende in der Lage am Dentin zu Binden und kann mit der hydrophoben Seite am Komposit binden (Bowen, 1965). Ziel war es die Oberfläche zu benetzen und durch die Bindung zu den Kalziumionen des Hydroxylapatits an Retention zu gewinnen. Auch dieser Weg führte zu einer unzureichenden und vor allem nicht hydrolysestabilen Retention.

Die anfänglich von Bowen erreichten Haftkräfte beliefen sich auf 5 MPa und waren durch die hydrolyseinstabile Retention klinisch kein Erfolg.

Im weiteren Verlauf wurde ein Monomer namens Naphtoxypropylmethacrylat (HNPM) entwickelt, später gebräuchlich unter dem Namen „Orthomite II S“ (Morita, Osaka, J.), welches in klinischen Studien enttäuschte (Nakabayashi und Masuhara, 1978). Methacryloxyethylphenylphosphat (MPP) wies ganz im Gegenteil dazu suffiziente Haftkräfte auf und wurde unter dem Namen „Clearfil bonding agent“ vermarktet (Kuraray, Osaka, J.) (Fusajama et al., 1979).

Sehr positive klinische Ergebnisse wurden allerdings erst mit der Weiterentwicklung zum 4-Methacryloxyethyltrimellitat-anhydrid erzielt (Nakabayashi et al., 1992).

2. Generation:

Die zweite Generation verbesserte die Zusammensetzung der Bondings und konnte so die Adhäsionswerte zum Dentin heben.

Sie beruhten anfänglich fast ausschließlich auf Methacrylat-Phosphateestern, welche eine Verbindung zwischen den Hydroxyl- und Aminogruppen des Kollagens und den Kalziumionen des Hydroxylapatits (Causton, 1984) aufbauen konnten.

Ein weiterer Ansatz wurde im Reaktionsprodukt von HEMA und Phenylphosphorsäure, Phenyl-P oder 4-META gefunden (Nakabayashi und Takarada, 1992; van Meerbeek et al., 1992). Eine Errungenschaft der zweiten Generation ist das BIS – GMA.

Bei Chlorophosphateestern, Phosphaten und Carboxylaten ging man von einer Ionenbindung oder Chelatbindung am Kalzium aus. Folglich behielt man das Konzept bei, die Haftkräfte über eine Bindung an das Hydroxylapatit zu erzeugen.

Gemeinsam war ihnen allen, dass das Dentin nicht durch Ätzung konditioniert wurde (van Meerbeek et al., 2001). Viel mehr wurde der smear layer belassen und durch dessen Monomerinfiltration wurde versucht ihn zu stabilisieren (Ernst, 2001). Die so erzeugten Bindungen waren aber nicht hydrolysestabil. Demzufolge kam es durch den Speichel und Feuchtigkeit Zutritt zum Auflösen der Schmierschicht und dementsprechend zum Versagen der Adhäsion. Es entstand nach Spaltbildung schnell Sekundärkaries (Haller, 1994). Die Haftkraft des Bondings war durch die Haftung des smear layers am Dentin eingegrenzt. Die verstreut erzielten Haftwerte zwischen 1 MPa und 10 MPa (Munksgaard et al., 1985) entsprachen demnach eher der Haftung der Schmierschicht am Dentin (Haller, 1994). Der eigentliche Mechanismus der Haftung wurde zur damaligen Zeit demnach nicht entschlüsselt.

3. Generation:

Eine wesentliche Neuerung dieser Generation war das Verwenden verschiedener Konditionierer, die die Modifikation bzw. Entfernung der Schleifstaubschicht in den Fokus

rückten, bevor die Adhäsive aufgetragen wurden (Kugel und Ferrari, 2000; van Meerbeek et al., 2001).

Durch den Einsatz mehrerer Komponenten sollte das Dentin hydrophobisiert werden, um apolare Adhäsive befestigen zu können.

Die erste Komponente sollte eine milde organische Säure wie z.B. Malein- oder Zitronensäure sein. Der Primer wurde nur auf das Dentin aufgetragen und dort für einige Zeit belassen. Der Schmelz wurde jedoch selektiv mit Phosphorsäure angeätzt, da man bei der Anwendung solcher hoher Säurekonzentrationen auf Dentin eine Pulpenreizung befürchtete. Während der Einwirkzeit des Primers durchdrang und modifizierte dieser die Schmierschicht, öffnete damit die Tubuli und ermöglichte durch die Kollagenfaserfreilegung die Anlagerung an das Dentin.

Zumeist setzen sich diese Primer aus Monomeren wie 4-META, PENTA, HEMA oder Glutardialdehyd zusammen. Den hydrophilen Gruppen dieser Monomere ist es möglich die Schmierschicht anzulösen, sie zu durchdringen und in die entstandenen Porositäten hinein zu fließen. Mit den anderen Enden welche dann hydrophobe Gruppen enthalten, ermöglichen sie die Adhäsion zwischen dem Dentin und den Adhäsiven z.B. auf BIS-GMA-, TEG-DMA- oder UDMA – Basis.

Die zweite Komponente, die aufgetragen wird, ist ein dünnflüssiges Adhäsiv. Dieses kann ebenso wie der Primer in die Mikroporositäten des abgelösten Dentins diffundieren und sorgt nach dem Durchhärten für den Verbund zwischen Dentin und Komposit. Eben weil diese Monomere das Dentin mit sowohl hydrophoben als auch hydrophilen Gruppen penetrieren, demineralisieren und das Kollagen freilegen, kann sich nach der Polymerisation eine feste Verbundphase beider ungleicher Substanzen bilden. Diese Zone nennt man Hybridschicht (van Meerbeek et al., 2001).

Bei Primern, die nicht abzuspülen sind, sind in der Hybridschicht Hydroxylapatitreste und Fragmente des smear layers enthalten (Ernst, 2001).

Nun können die resultierenden Haftkräfte in direkten Zusammenhang mit der Adhäsivpenetration gebracht werden, was sich auch in signifikant höheren Haftkräften und Mundbeständigkeiten äußert.

Die bisher gängige Meinung der chemischen Adhäsion wurde also erstmals durch ein mikromechanisches Retentionskonzept ersetzt.

4.Generation:

Die Essenz dieser Entwicklungsetappe ist die Etablierung der Total-Etch-Technik, wobei die Systeme jedoch weiterhin aus den separaten Komponenten Ätzgel, Primer und Adhäsiv bestehen (Christensen, 2001). Überzeugungen der vorherigen Generation

wurden indes überwunden. Man wagte es Dentin und Schmelz in einem Arbeitsschritt und mit einer Substanz - meist Phosphorsäure - zu konditionieren.

Die erleichtertete mögliche Haftung erkaufte man sich im Gegenzug zur kompletten Entfernung der Schmierschicht (Kugel und Ferrari, 2000).

So traten zunächst Probleme eines kollabierenden Kollagengeflechts auf und nachstehend kam es zu Überätzungen. Noch mehr Anwendungsfehler traten auf, nachdem die „Wet-Bonding“-Forderungen demaskiertes Kollagen vor dem Kollaps schützen sollten.

Die Definition wie nass „wet“ und wie trocken „dry“ sein sollte, konnte klinisch nur unbefriedigend entschieden werden.

Als Vorteile stehen dem Ganzen aber erhöhte Haftkräfte um 20 MPa und die hermetische Versiegelung der Dentintubuli sowie sämtlicher freiliegender Dentinoberflächen gegenüber. Ferner wirkt die relativ elastische Hybridschicht, die sich im demineralisierten, peritubulären und intertubulären Dentin ausbildet, als schockabsorbierende Zone. Es kommt zur Ausformung von resin-tags in den lateralen Ästen, welche zusätzliche mechanische Verankerungen bieten.

Für den erhöhten Flüssigkeitsausstrom brauchte man etwas hydrophilere Monomere. Enthielten die Produkte HEMA, so konnten viele von diesen den bestehenden Forderungen nach gleichen Haftwerten an Schmelz und Dentin und der adhäsiven Behandlung feuchter Zahnoberflächen gerecht werden.

5. Generation:

Diese derzeitige gängige Generation entwickelte sich aus den Problematiken der Vorherigen, welche trotz sehr guter Haftkräfte durch eine hohe Techniksensitivität und lange Verarbeitungszeiten eine Reproduzierbarkeit ihres Erfolges nur schwer gestattete. Es sollte der Kollagenfaserkollaps ausgeschlossen und die vielen Schritte minimiert werden.

Der konditionierende Schritt zu Beginn wurde weiterhin so belassen, was bedeutete, dass Dentin und Schmelz in einem Schritt geätzt wurden. Weil das Problem des Wet-Bondings nicht gelöst werden konnte, setzte man den Materialien Substanzen zu, die in der Lage sind ein schon teilweise kollabiertes Geflecht wieder aufzurichten und es zu rehydrieren (Ernst et al., 2004).

Um ein simultanes Auftragen zu ermöglichen und somit einen Schritt zu ersetzen, behielt man die Komponenten Primer und Adhäsiv bei. Sie befinden sich jedoch zum Auftragen in einer Flasche, weshalb dem Ganzen der Beiname One-Bottle-Bonding gegeben wird (Frankenberger et al., 2000).

Dieser Komfort führt zwar zu einer Verringerung der Haftkräfte (10-30%), doch hinsichtlich der Qualität lassen sich klinisch keine Unterschiede ableiten (Ernst, 2001).

1.4. Selbstätzende Adhäsive

Die selbstätzenden Primer und Adhäsive stellen prinzipiell die sechste Generation dar. Eine zusätzliche Einteilung nach der Anzahl der Komponenten und klinischen Schritte scheint in sechster Generation sinnvoll, weil die Wirkprinzipien sich immer schwerer klassifizieren lassen (Manhart, 2002). Das Augenmerk wird zukünftig mehr auf die Anzahl der Applikationsschritte, die unterschiedlichen Wirkmechanismen, die Lösungsmittel oder auf den Säuregehalt gelegt werden. Da dieser Aspekt wiederum schon den Ausgangspunkt der siebten Generation darstellt, scheint das Konzept der Generationeneinteilung derzeit nicht mehr tragbar zu sein.

Diese sechste Generation wird geprägt durch selbstätzende Primer. Die enthaltenen sauren Monomere sind in ihrer Azidität so sauer eingestellt, dass sie in der Lage sind das Dentin simultan zu Ätzen und zu Primern. Allerdings erfolgt der Auftrag des Adhäsivs noch in einem getrennten Schritt.

Zum einen wird dem Anwender dadurch der separate Ätzschritt erspart, zum anderen kann die gesamte Problematik des Wet-Bonding, die mit dem Kollaps des Kollagenfasergeflechts verknüpft ist, umgangen werden. Denn die konditionierenden Substanzen werden nicht mehr, wie beim separaten Ätzschritt üblich, abgespült, sondern werden als Bestandteil des Primers, insofern sie sich nicht verbrauchen, in die Hybridschicht integriert.

Die Materialien werden auf mehr oder weniger trockenes Dentin und trockenen Schmelz aufgetragen. Die oft beschriebenen Risiken des Übertrocknens und des somit verbundenen Kollapses des Kollagengeflechts sind damit minimiert. Diesen milden „self-etching“-Primern ist es nicht immer möglich die Hybridschicht im Ganzen aufzulösen. Sie wird, ungeachtet dessen, dennoch ausreichend durchdrungen, so dass ein Hybridlayer entsteht. Die Gefahr der Überätzung ist also gebannt, allerdings zeigen manche Systeme Schwächen im Ausbilden von Schmelzätzmustern so wie sie durch getrenntes Ätzen erreicht werden.

In den Haftkräften sind die Self-Etching-Primer den One-Bottle-Bonds äquivalent, lediglich für die Randspaltbildung ist dies noch nicht nachgewiesen (Kugel und Ferrari, 2000).

Die All-in-One Adhäsive – Self-Etching-Bondings - ersparen einen weiteren Schritt, denn sie vereinen den Primer und das Adhäsiv in einen Applikationsschritt. Diese Bondings

enthalten demnach eine ausgewogene Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren und Säureester-Monomeren (Ernst et al., 2004). In ihrer Wirkweise und Effektivität bezüglich Haftkraft, Randspaltbildung und Ätzmusterbildung entsprechen sie indes den Self-Etching-Primern (Ernst, 2001).

Die Diffusion der Monomere in das Dentin erfolgt umso besser, desto hydrophiler die Substanz ist. Aus diesem Grund ist in vielen Bondingsystemen HEMA enthalten. Seine Carbonylgruppe, die Estergruppe und eine Hydroxylgruppe führen zu einer hohen Polarität. Dadurch verfügt HEMA über ein großes Penetrationsvermögen und unterstützt so auch den Einbau weniger hydrophiler Substanzen.

Für die Wirkweise und Penetrationstiefe der selbstätzenden Adhäsive spielt der pH-Wert des jeweiligen Produkts eine entscheidende Rolle. Liegt der pH-Wert relativ hoch (5), wird der smear layer nicht penetriert und somit das Dentin nicht konditioniert. Bei pH-Werten von 2,8-2,0 entstehen Hybridkomplexe von 0,7-1,2 µm Schichtdicke, welche noch nicht adäquat zu einer echten Hybridschicht sind (Tay und Pashley, 2001). Erst ab pH-Werten um 1,2 werden echte Hybridschichten mit 1,2-2,2 µm Schichtdicke erzeugt (Pashley und Tay, 2001).

Ergänzend kommt hinzu, dass erst ab einem pH-Wert von 1 sowohl der smear layer als auch die smear-plugs unabhängig von der Schmierschichtdicke komplett aufgelöst und in die Hybridschicht integriert werden.

2. Ziel der Untersuchung

Der Verlauf den die zahnärztliche Restaurationstechnik in den letzten 15 Jahren genommen hat ist nahezu dramatisch. Durch zunehmenden Fortschritt und sich immer verbessernde Kompositmaterialien wurde der Indikationsbereich zunehmend auch auf das Seitenzahnggebiet ausgeweitet. Da die Werkstoffe dort hauptsächlich kaulasttragend eingesetzt werden, wird eine mindeste Haftkraft von 12 bis 25 MPa gefordert (Munksgaard et al., 1985; Hickel, 1997).

Über bislang sechs Generationen von Dentinhaftvermittlern wird versucht die Verbindung von Kompositmaterialien am Schmelz, vor allem aber am Dentin zu verbessern. Seit den letzten zehn Jahren gibt es vermehrt Versuche deren Verarbeitung zu Vereinfachen um Anwendungsfehler zu verringern.

Die derzeitig neuesten Dentinhaftvermittler gehören zur Gruppe der Selbstkonditionierenden. Viele Meinungen behaupten (Hickel, 1997; Frankenberger et al.,

2000; Inoue et al., 2001) diese Adhäsive seien trotz der schlechteren Resultate der Haftung, allein wegen der einfacheren Anwendung im Vergleich zu den herkömmlichen Systemen, Marktführer geworden.

Ziel der Untersuchung war es also zum einen festzustellen wie hoch die Haftkräfte von selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern sind.

Bei dieser Vielfalt an Materialien werden vor dem Einsatz am Patienten vorweg In-vitro-Studien durchgeführt. Demgemäß sollten In-vitro-Versuche enorm viele Zustände des Lebendigen möglichst exakt imitieren.

Es zeigt sich, dass neben der Lage der Kavität bezüglich der Pulpa, der Oberflächenbearbeitung der Kavität, vor allem auch die Dentinperfusion einen entscheidenden Einfluss auf den Verankerungsmechanismus nimmt.

Die Proben dieser Studie wurden folglich während der Bearbeitung mit den Adhäsiven einem simulierten intrapulpalen Druck ausgesetzt.

Um dem Wirklichen jedoch noch ein Stück näher zu kommen führt der Weg dahin, ein Perfusionsmedium zu finden, welches dem Dentinliquor ähnlicher ist als die üblicherweise verwendete isotonische Kochsalzlösung.

Ein weiteres Ziel dieser Untersuchung ist deshalb, den Einfluss einer dentinliquor-ähnlichen Perfusionslösung auf die Haftkräfte zu untersuchen.

Menschliches Serum ist proteinhaltig und wie auch der Dentinliquor ein Filtrat des Blutes. Präzipitierende Prozesse zwischen den Proteinen und den Säuren der Dentinhaftvermittler könnten eventuell zu ansteigenden Haftkräften führen.

3. Material und Methode

3.1. Material

3.1.1. Zähne

Anhand 150 retinierter, menschlicher Weisheitszähne wurden die Zugversuche dieser Untersuchung vorgenommen. Diese waren sowohl frei von jeglichen Verfärbungen, initialen oder latenten Kariesläsionen, als auch frei von makroskopisch sichtbaren Extraktionsspuren.

Die Lagerung erfolgte während der gesamten Zeit, von der operativen Entfernung über die Präparation bis hin zur Versuchsdurchführung, in physiologischer Kochsalzlösung.

3.1.2. Lösungen

Während der kompletten Versuchsdurchführung wurde die Dentinperfusion bei jeder einzelnen Probe mittels verschiedener Perfusionsmedien simuliert. Dies war bei den Proben der Reihe N eine übliche 0.9%ige Kochsalzlösung (B.Braun, Melsungen, D) und bei den Proben der Reihe S eine 20%ige Serumlösung (Einrichtung für Transfusionsmedizin, Blutspendezentrale der Uniklinik Halle).

Zusammensetzung:

Kochsalzlösung:	-1000 g	Wasser
	- 9 g	NaCl
Serumlösung:	-80 ml	physiologische Kochsalzlösung
	-20 ml	Mischserum

3.1.3. Dentinhaftvermittler

Clearfil SE Bond® (Firma Kuraray, Osaka, Japan)

Der selbstkonditionierende Haftvermittler Clearfil SE Bond® ist ein Bondingsystem auf Wasserbasis, wodurch eine zusätzliche Vorbehandlung mit Säure unnötig wird. Es handelt sich um ein 2-Komponenten 2-Schritt-Adhäsivsystem.

Zusammensetzung:	<u>Primer:</u>	2-Hydroxyethylmethacrylat, Hydrophiles Methacrylat, 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat, N,N-Diethanol-p-toluidine, D,L-Campherchinon
	<u>Bond:</u>	Silica (silanisiert, kolloidal), Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat, 2-Hydroxyethyl-methacrylat, Hydrophobes Methacrylat, 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat, N,N-Diethanol-p-toluidine, D,L-Campherchinon

Clearfil Protect Bond[®] (Firma Kuraray, Osaka, Japan)

Dieses Haftvermittlersystem auf Wasserbasis ist ebenfalls ein selbstkonditionierendes 2-Komponenten 2-Schritt-Adhäsivsystem und zugleich das weltweit erste seiner Art, welches antibakteriell wirkt. Es soll laut Herstellerangaben eine Kavitätentoilette ersetzen und das Risiko einer Sekundärkaries herabsetzen.

Zusammensetzung:	<u>Primer:</u>	Hydroxyethylmethacrylat, hydrophobes Dimethacrylat, 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat, 12-Methacryloyloxydodecylpyridinium, Bromid, Wasser
	<u>Bond:</u>	10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat, Bis-phenol-A-diglycidylmethacrylat, hydrophiles Dimethacrylat, Campherchinon, N,N-Diethanol-p-toluidine, Silica (silanisiert, kolloidal), Natrium Fluorid

Xeno III[®] (Firma Dentsply, Konstanz, D)

Dieses 2-Komponenten 1-Schritt-Adhäsivsystem trennt während der Lagerung das saure Monomer (in B) von der wässrigen Lösung (in A) und sorgt somit für eine konstant stabile Qualität.

Zusammensetzung: Liquid A: 2-Hydroxyethylmethacrylat, Wasser, Ethanol, Butylhydroxytoluol (BHT), Hochdisperses Siliziumdioxid

Liquid B: Phosphorsäure-modifiziertes Methacrylat, Monofluorophosphazen modifiziertes Polymethacrylat, Urethan-Dimethacrylat, Butylhydroxytoluol, Campherchinon, Ethyl-4-dimethyl-aminobenzoat

Futurabond NR[®] (Firma VOCO, Cuxhaven, D)

Es handelt sich hierbei um ein selbstkonditionierendes, lichthärtendes Dentaladhäsiv, welches mit Siliziumdioxid als Nanofüller verstärkt ist. Diese Nanopartikel erübrigen ein Schütteln vor der Anwendung, da sie stets in Suspension verbleiben. Die Anwendung ist als 2-Komponenten 1-Schritt-Adhäsivsystem gestaltet.

Zusammensetzung: Liquid A: Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat, 2-Hydroxyethylmethacrylat, Butylhydroxytoluol, organische Säuren, Campherchinon

Liquid B: Ethanol, Wasser, Fluoride

iBond[®] (Firma Heraeus Kulzer, Hanau, D)

Dieses Produkt stellt als All-in-one-Adhäsiv die bisher aktuellste Generation der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler dar und ist somit diesbezüglich in dieser Untersuchung allein stehend. Als ein acetongelöstes Adhäsiv verspricht es ein schnelles Abdampfen des Lösungsmittels.

Zusammensetzung: Urethan-Dimethacrylat, 4-Methacrylethyltrimellitat-anhydrid, Glutaraldehyd, Aceton, Wasser, Photoinitiatoren, Stabilisatoren

3.1.4. Komposit

Clearfil AP-X[®] (Firma Kuraray, Osaka, Japan)

Zum Kompositverbund wurde das lichthärtende Universal-Hybridkomposit Clearfil AP-X[®] der Firma Kuraray (Osaka, Japan) in der gängigen Farbe A2 verwandt. Laut Herstellerangaben entspricht sein Abtrag dem von humanem Schmelz.

Die Anwendung wird für Klasse 1 und 2 Füllungen im Seitenzahnbereich, Klasse 3, 4 und 5 Füllungen im Frontzahnbereich sowie für zervikale Kavitäten empfohlen.

Demnach kann davon ausgegangen werden, dass die Materialeigenschaften dieses Komposits den gängigen Anforderungen an Füllmaterialien entsprechen.

3.2. Methode

3.2.1. Herstellung der Dentinscheiben

Zur Gewinnung der Dentinscheiben erfolgten zunächst die Abtrennung des Wurzelanteils und anschließend die Exstirpation der Pulpa. Die sich anschließende Präparation entsprach einer häufig beschriebenen und angewandten Vorgehensweise in einer Kopfräsvorrichtung (Schaller et al., 1994). Am vertikal beweglichen, oberen Segment der Vorrichtung wurde ein Winkelstück der Firma KaVo (Biberach, D) eingespannt, welches wiederum mit einer Diamantwalze (Firma Gebr. Brasseler (Lemgo, D) (ISO 806.314.110.524, Ø 2,7 mm)) besetzt war und mit 40000 U/min unter permanenter Spraywasserkühlung (50 ml/min) lief.



Die Befestigung der Versuchszähne erfolgte mittels Pattern Resin LC (GC America Inc., Illinois, USA) auf dem horizontal frei beweglichen unteren Segment, und zwar so, dass sich das Dach der Pulpakammer parallel zur Tischebene befand. Nach Herablassen der Fräsvorrichtung wurde der unten befestigte Zahn so lange unter der Diamantwalze entlang geführt bis eine plane Fläche entstand, welche im Bereich der Pulpahörner einen Mindestabstand von stets $1,3 \pm 0,1$ mm besaß. Die Kontrolle der Abstände erfolgte mit einem Tasterzirkel (N.Iwanson, Pluradent, Offenbach, D).

Abbildung 1: Dentinscheibe

Nachfolgend wurden die Proben apikal an die obere, bereits plane Fläche angepasst und gleichzeitig auf eine Gesamtprobenhöhe von $3,5 \pm 0,1$ mm reduziert.

Aufgrund dieser Bearbeitung der Zähne ist es möglich mit einer geeigneten Apparatur in diesen Zahnscheiben einen Druck aufzubauen, da das Dach der Pulpakammer noch intakt ist.

3.2.2. Durchführung der Zugversuche

Versuchsaufbau

Die speziell angefertigten Dentinproben wurden zur Versuchsdurchführung jeweils in einer bewährten Versuchsapparatur befestigt (Schaller et al., 1994), welche es ermöglicht einen bestimmten hydrostatischen Druck in diesen Probenkörpern zu erzeugen.

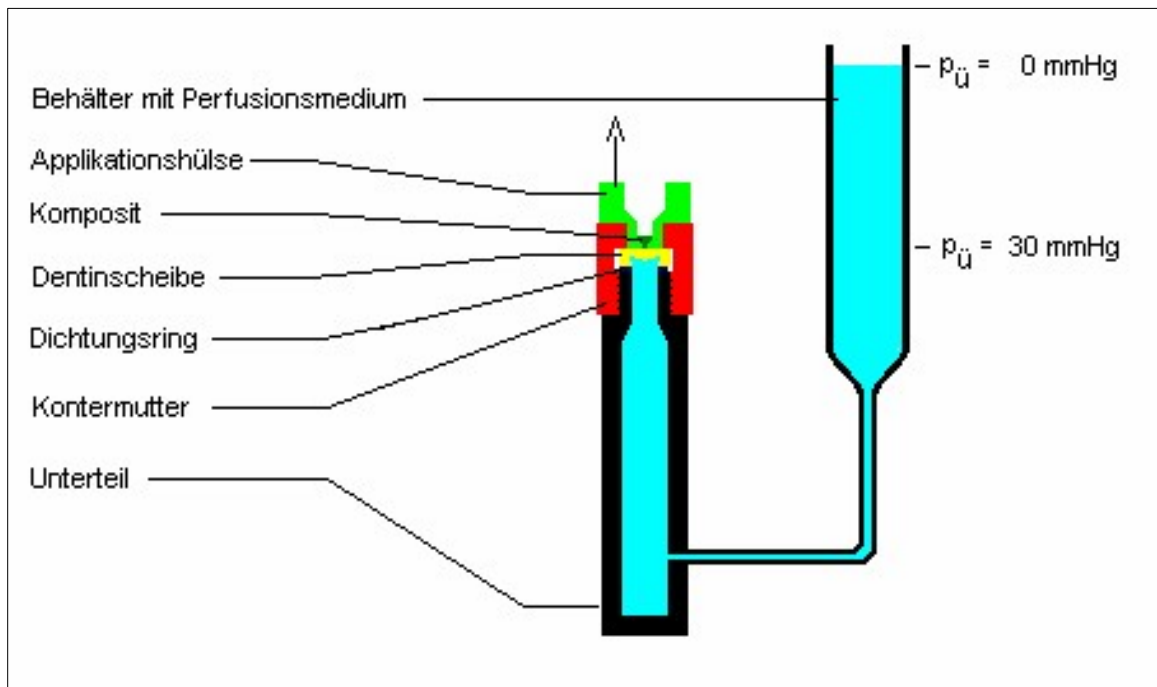


Abbildung 2: Schematik des Versuchsaufbaus

Wie in Abbildung 2 dargestellt, besteht die Apparatur aus einem Unterteil, einer Kontermutter und einer Applikationshülse.

Das Unterteil gibt einem zylindrischen Hohlraum Platz, welcher es durch einen unteren Zulauf ermöglicht mit verschiedenen Perfusionsmedien eine Flüssigkeitssäule samt Druck aufzubauen. Gewindig endend, befindet sich oben eine plane Öffnungsfläche, die es mittels eines Dichtungsring ermöglicht die ebenfalls plan geschliffenen Dentinscheiben abdichtend zu lagern. Um in diesem Fragment der Pulpakammer einen Druck aufbauen zu können, wird der Probenkörper mit eine Kontermutter auf der Kammer befestigend verschraubt.

Da diese Kontermutter am oberen Ende eine 6 mm hohe, zylindrische Öffnung von 7 mm Durchmesser hat, kann die nun freiliegende Dentinfläche von $38,5 \text{ mm}^2$ mit den jeweiligen Dentinhaftvermittlern bearbeitet werden.

Dies erfolgte jeweils nach den entsprechenden Anwendungsvorschriften der Hersteller, die im Weiteren noch genauer erläutert werden.

Die Applikationshülse ermöglicht einerseits die Befestigung eines Komposits auf der konditionierten Dentinfläche und andererseits die anschließende Übertragung der Zugkraft.

Mit einem 6 mm langen unteren Außendurchmesser von etwa 7 mm passt die Applikationshülse exakt so in die zylindrische Öffnung der Kontermutter des Unterteils, dass die untere Auflagefläche der Hülse plan auf der konditionierten Fläche aufliegt. Die Bohrung in der Hülse verjüngt sich von 6 mm Innendurchmesser über 4 mm bis auf 1 mm am unteren Ende, so dass zum einen die Applikation des Komposits von oben erleichtert ist, zum anderen aber die resultierende Kontaktfläche nur $0,785 \text{ mm}^2$ beträgt.

An der Außenfläche der Hülse befinden sich im oberen Teil zwei sich gegenüberliegende Schrauben, welche die Arretierung der Abzugsvorrichtung ermöglichen.

Der Versuchsaufbau wurde im Vergleich zu seinem Vorgängermodell verändert. Der untere Führungszylinder der Applikationshülse, der exakt in die Bohrung der Kontermutter des Unterteils passt ist auf die Länge von 6 mm verlängert worden. Die zentrale Bohrung der Applikationshülse beträgt am Ende nur noch 1 Millimeter, so dass die Verbundfläche, die die Kraftübertragung effektiv realisiert, nur noch eine Fläche von $0,785 \text{ mm}^2$ hat.



Die Perfusionsmedien werden mittels eines Infusionssystems und einer Tropfflasche über den Flüssigkeitszulauf des Unterteils zugeführt.

Abbildung 3: Versuchsaufbau

Die Positionierung des Flüssigkeitsspiegels 30 cm über dem Pulpdach ermöglicht eine Nachahmung des physiologischen intrapulpalen Drucks.

Versuchsablauf

Zu Beginn eines jeden Zugversuchs wurde eine Dentinscheibe mittig, mit der geöffneten Pulpakammer nach unten, auf die obere Öffnung des Unterteils platziert, wobei sich zwischen beiden noch der passende Gummidichtungsring befand. Anschließend erfolgte durch Öffnung der Tropfflasche der Zulauf des Perfusionsmediums (0,9%ige Kochsalzlösung in Reihe N, 20%ige Serumlösung in Reihe S). Nach Fixierung des

Probenkörpers mit der Kontermutter konnte durch Positionierung des Flüssigkeitsspiegels 30 cm über dem Pulpdach ein annähernd physiologischer Liquordruck simuliert werden. Die so perfundierten Proben wurden anschließend mit den Dentinhaftvermittlern konditioniert und darauf folgend über die Metallhülse mit dem Komposit auf einer genau definierten Fläche von $0,785\text{mm}^2$ verbunden.

Verarbeitung der Dentinhaftvermittler

Clearfil SE Bond®

1. Primerapplikation, 20 Sekunden einwirken
2. Trocknung mit sanftem Luftstrom
3. Bondapplikation und gleichmäßiges Verteilen mit Luftstrom
4. 10 Sekunden Lichthärten

Clearfil Protect Bond®

1. Primerapplikation, 20 Sekunden einwirken
2. Trocknung mit sanftem Luftstrom
3. Bondapplikation und gleichmäßiges Verteilen mit Luftstrom
4. 10 Sekunden Lichthärten

Xeno III®

1. Gleiche Mengen von A und B 5 Sekunden mischen
2. Mischung applizieren und gut verteilen
3. 20 Sekunden einwirken lassen
4. 2 Sekunden mittels ölfreiem Luftstrom sanft verblasen
5. 10 Sekunden Lichthärten

Futurabond NR®

1. Gleiche Mengen von A und B 5 Sekunden mischen
2. Mischung unter Rühren 20 Sekunden lang einreiben
3. 10 Sekunden lang gleichmäßiges Verblasen
4. 20 Sekunden Lichthärten

iBond®

1. Kräftiges Schütteln der Flasche
2. Ausstreichen der Kavität
3. 30 Sekunden abwarten
4. Erst sanftes dann stärkeres Verblasen
5. 20 Sekunden Lichthärten

Die Polymerisation erfolgte mit einer handelsüblichen Lampe Optilux 401 (Fa. Kerr, Karlsruhe, D) bei konstant 650 mW / mm².

Verarbeitung des Füllungsmaterials

Die Beschickung der Hülse mit dem Komposit Clearfil AP-X[®] erfolgte mit Hilfe eines dentalen Platzierinstruments (BBUT_TÜBINGEN, Hu Friedy, Chicago, USA) in kleinen Rationen, die nicht dicker als ein Millimeter waren.

Jede Ration wurde für 60 Sekunden mit der Polymerisationslampe Optilux 401 (Fa. Kerr, Karlsruhe, D) mit 650 mW / mm² gehärtet.

3.2.3. Versuchsgruppeneinteilung

Tabelle 1: Versuchsgruppeneinteilung

Abkürzung	Dentinhaftvermittler	Perfusionsmedium	Komposit	Anzahl
N-CSE	Clearfil SE Bond [®]	0,9%ige NaCl-Lösung	Clearfil AP-X [®]	15
S- CSE	Clearfil SE Bond [®]	Serumlösung	Clearfil AP-X [®]	15
N-CPB	Clearfil Protect Bond [®]	0,9%ige NaCl-Lösung	Clearfil AP-X [®]	15
S-CPB	Clearfil Protect Bond [®]	Serumlösung	Clearfil AP-X [®]	15
N-XE3	Xeno 3 [®]	0,9%ige NaCl-Lösung	Clearfil AP-X [®]	15
S-XE3	Xeno 3 [®]	Serumlösung	Clearfil AP-X [®]	15
N-FNR	Futurabond NR [®]	0,9%ige NaCl-Lösung	Clearfil AP-X [®]	15
S-FNR	Futurabond NR [®]	Serumlösung	Clearfil AP-X [®]	15
N-iBO	iBond [®]	0,9%ige NaCl-Lösung	Clearfil AP-X [®]	15
S-iBO	iBond [®]	Serumlösung	Clearfil AP-X [®]	15

3.3. Quantitative Analyse

Zur quantitativen Analyse der Zugfestigkeitswerte wurden die Proben mittels des in 3.2.2. beschriebenen Versuchsaufbaus zehn Minuten nach Applikation des Präparates in die Zwick Universalprüfmaschine Typ Z 005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) eingebaut.

Dazu wurde das untere Gewinde in die untere Traverse der Maschine eingeschraubt und die obere Applikationshülse mit der Zugkette verbunden.



Die Zugkette ist am oberen Teil der Traverse eingespannt, in welcher auch der Kraftsensor integriert ist. Nach computergestützter Handsteuerung der oberen Traverse zur groben Kettenspannung wurde über das Computerprogramm testXpert 7.11 der Zugversuch gestartet.

Dabei erfolgte die Durchführung der Zugversuche mit folgenden Standardparametern. Die Geschwindigkeit mit der die Applikationshülse aufwärts gezogen wurde betrug 1 mm / min. Es wurde jeweils nur ein Zyklus durchgeführt, wobei der obere Kraftskalenwert 1000 N betrug.

Abbildung 4: Zwick®-Universalprüfmaschine

Dieser Zyklus endete also beim Versagen der haftenden Verbindung zwischen unterem und oberem Teil des Versuchsaufbaus.

Die gleiche Prüfsoftware (testXpert 7.11), die auch die Steuerung der Zugmaschine übernahm, registrierte den Ablauf des Testzyklus. Sie stellte die Messergebnisse grafisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm dar und gab das Endergebnis sofort in N aus. Da die Zugfläche mit $0,785 \text{ mm}^2$ vorgegeben war, wurde der Druck [Pa] aus Kraft [N] geteilt durch Fläche [m^2] errechnet. Aufgrund der großen Zahlenwerte erfolgte die Angabe des Drucks zweckmäßig in MPa.

3.4. Qualitative Analyse

Nach der Durchführung der Zugversuche zur quantitativen Analyse wurden sämtliche Proben der jeweiligen Versuchsgruppen darauf vorbereitet der qualitativen Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop unterzogen zu werden.

Dazu wurden die Proben zunächst mindestens 48 Stunden getrocknet und anschließend auf einem Metallträger befestigt. Dieser Metallträger besitzt die passende Vorrichtung um im Rasterelektronenmikroskop verankert zu werden.

Zunächst wurden die Proben jedoch mit dem Besputtergerät SCD 004 Sputter coater (Balzers, Liechtenstein, HL) unter Vakuum mit einer geeigneten Goldschicht besputtert.

Anschließend wurden die auf den Metallträgern befestigten Proben in das Rasterelektronenmikroskop SEM Hitachi S 520 (Hitachi, Tokyo, Japan) eingebracht und mit Hilfe des Programms DISS 5 (Digital Image Scanning System 5) dargestellt. Mit diesem Programm konnten die Proben in verschiedenen Vergrößerungen betrachtet

werden. Dabei sollten 50- bis 250-fache Vergrößerungen Übersichtsaufnahmen darstellen und Detailaufnahmen wurden mit 500- bis 2000facher Vergrößerung gemacht.

Es wurde speziell auf die Art des Bruches und dessen Homogenität auf den Dentinscheiben und die Strukturen des Dentins geachtet.

3.5. Statistik

Die entstandene Datenmenge wurde mit dem Statistikprogramm SPSS 12.01 ausgewertet. Wesentliche graphische Darstellungen und Berechnungen wurden mithilfe dieses Computerprogramms erstellt. Weiterhin wurde für einzelne graphische Darstellungen das Programm Microsoft Excel benutzt.

Zunächst wurden für jede Versuchsgruppe die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen bestimmt und mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests (K-S-Test) geprüft, ob die Verteilung der einzelnen Proben einer theoretischen Normalverteilung entspricht, um nachzuweisen ob die Voraussetzungen zur Nutzung der statistischen Maßzahlen gegeben sind.

Ausgehend von den Mittelwerten wurden die jeweiligen Konfidenzintervalle ermittelt, um eine Aussage darüber treffen zu können, in welchem Bereich sich die Mittelwerte bewegen könnten, wenn die Stichproben beliebig vergrößert werden würden. Diese Aussage wird mit 95%iger Vorhersagewahrscheinlichkeit getroffen.

Der Vergleich der einzelnen Versuchsgruppen untereinander wurde mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Als Methode wurde der Duncantest ausgewählt. Mit einem Signifikanzniveau von 5% wurden Gruppen von Proben zusammengestellt, deren Mittelwerte als vergleichbar angesehen werden können. Die Mittelwerte dieser homogenen Gruppen stimmen mit einem Signifikanzwert größer als 0,05 überein, während sich die Mittelwerte der Versuchsgruppen nebeneinander mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ unterscheiden. Auf einen weiteren, zusätzlichen paarweisen Vergleich der Versuchsgruppen wurde verzichtet, da die Ergebnisse weitgehend eindeutig abgebildet werden konnten. Um die zentrale Tendenz der Haftkräfte resistenter gegen Messfehler abbilden zu können, wurde bei der Darstellung der deskriptiven Ergebnisse zusätzlich der Median mit angegeben.

4. Ergebnisse

4.1. Quantitative Untersuchung

In den Versuchen konnte bei allen Proben eine Haftkraft auf Zug ermittelt werden. Getrennt nach jeweils zwei Versuchsreihen entstanden zehn Gruppen. Dabei wurden in Reihe N alle Produkte der Perfusion mit physiologischer Kochsalzlösung unterzogen und in Reihe S geschah dies mit 20 %iger Serumlösung. In den jeweiligen Gruppen dieser Reihen wurden jeweils 15 Proben auf die Haftkräfte des jeweiligen Produktes geprüft.

4.1.1. Darstellung der Messergebnisse - Deskriptive Betrachtung

Da beim K-S-Test alle Signifikanzwerte größer als 0,8 waren, ist eine gute Vergleichbarkeit mit einer Normalverteilung gegeben, womit sichergestellt ist, dass die Mittelwerte der Stichproben für die weitere Interpretation genutzt werden können.

Tabelle 2: Übersicht der ermittelten Werte

Abkürzung	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
S-iBO	46,34	3,24	46,10	39,53	51,80
S-FNR	45,38	3,87	44,90	38,38	51,43
S-CSE	39,44	3,44	39,45	32,45	45,45
N-FNR	31,57	3,22	31,32	26,62	36,54
S-XE3	30,30	3,23	30,18	25,54	35,89
N-CSE	28,81	3,47	28,74	23,89	34,57
N-iBO	28,62	3,22	27,53	24,76	34,33
S-CPB	27,88	3,57	28,09	20,39	32,54
N-XE3	23,80	3,59	24,98	18,20	30,38
N-CPB	18,70	3,25	17,82	14,27	25,03

In Tabelle 3 sind die Grenzen der Konfidenzintervalle dargestellt.

Tabelle 3: Konfidenzintervalle der Messwerte der Versuchsgruppen [MPa]

	N-CSE	S-CSE	N-CPB	S-CPB	N-XE3	S-XE3	N-FNR	S-FNR	N-iBO	S-iBO
Obergrenze	30,74	41,35	20,51	29,85	25,78	32,09	33,35	47,53	30,40	48,13
Mittelwert	28,81	39,44	18,70	27,88	23,80	30,30	31,57	45,38	28,62	46,34
Untergrenze	26,89	37,54	16,90	25,90	21,81	28,52	29,79	43,24	26,84	44,55

Die signifikant höchste Zughaftkraft erreichte das Produkt iBond® in Serumperfusion mit einem Mittelwert von 46,34 MPa \pm 3,24. Mit nur 18,70 MPa \pm 3,25 für den Mittelwert der Haftkräfte wies das Produkt Protect Bond in Kochsalzperfusion den signifikant geringsten Wert auf. Die Tabelle 2 gibt einen Überblick über alle ermittelten Minimum- und Maximumwerte, sowie die Mittelwerte mit den Standardabweichungen und den Medianwerten.

Das Säulendiagramm in Abb. 5 stellt die Mittelwerte einschließlich ihrer Streuungsbereiche für alle Versuchsgruppen dar.

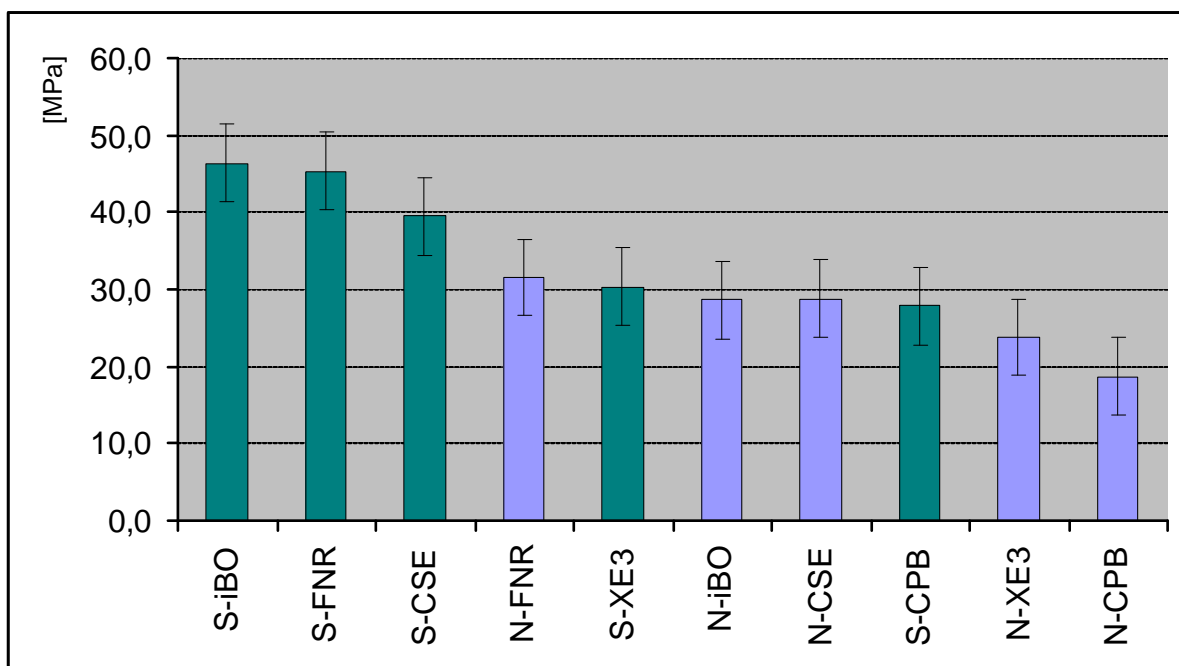


Abbildung 5: Mittelwerte mit Streuungsbereichen [MPa], absteigende Sortierung

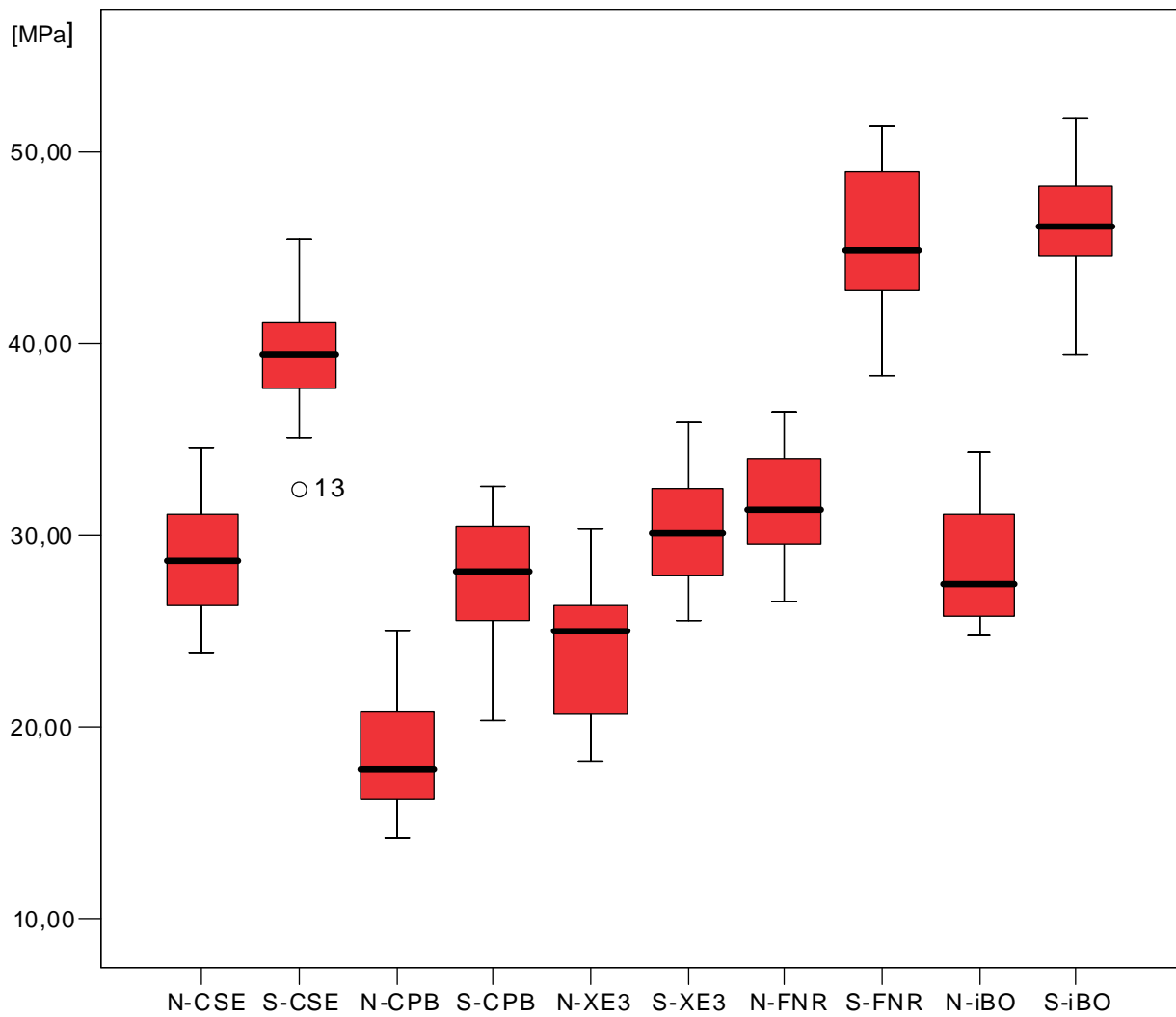


Abbildung 6: Boxplotdarstellung mit Streubereich um den Median

Die Abbildung 6 veranschaulicht die Messergebnisse in einer Boxplotdarstellung.

Es folgt nun eine Zusammenstellung der Maßzahlen der einzelnen Gruppen getrennt nach den zwei Versuchsreihen.

N-CSE: Clearfil SE Bond® – NaCl-Lösung

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 28,81 MPa mit einer Standardabweichung von 3,47. Das Minimum liegt bei 23,89 MPa und das Maximum bei 34,57 MPa.

Tabelle 4: Messwerte N-CSE

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	22,56	28,74
2	20,66	26,32
3	19,25	24,52
4	24,28	30,93
5	24,17	30,79
6	22,05	28,09
7	18,86	24,03
8	25,81	32,88
9	24,59	31,32
10	27,14	34,57
11	21,27	27,10
12	22,70	28,92
13	20,78	26,47
14	26,41	33,64
15	18,75	23,89

Tabelle 5: Statistische Werte N-CSE

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	28,81
Standardabweichung	3,47
Minimum	23,89
Maximum	34,57

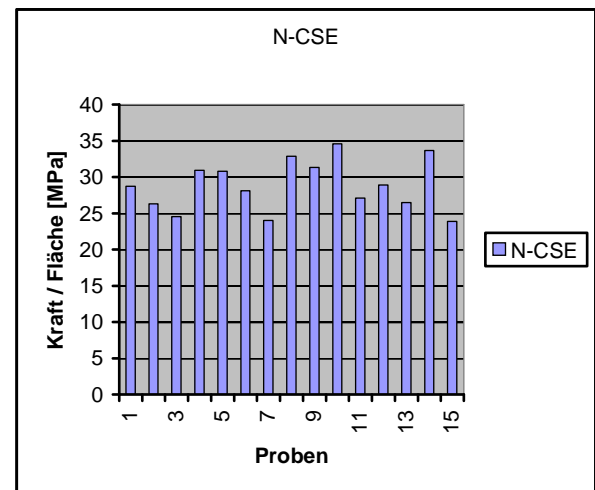


Abbildung 7: Messwerte N-CSE

S-CSE: Clearfil SE Bond® – Serum

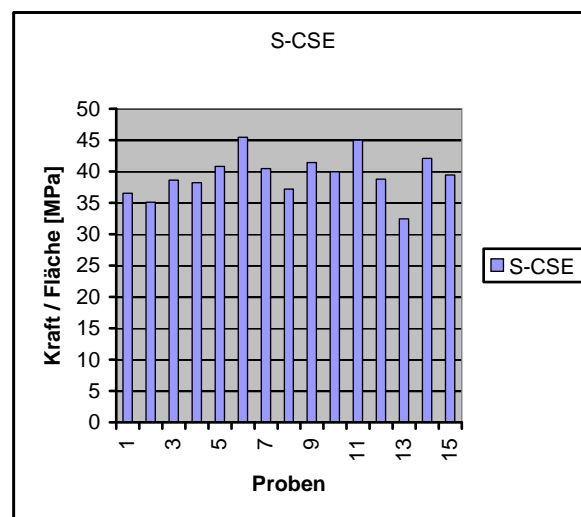
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 39,44 MPa mit einer Standardabweichung von 3,44. Das Minimum liegt bei 32,45 MPa und das Maximum bei 45,45 MPa.

Tabelle 6: Messwerte S-CSE

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	28,67	36,52
2	27,55	35,10
3	30,32	38,62
4	30,01	38,23
5	32,06	40,84
6	35,68	45,45
7	31,78	40,48
8	29,21	37,21
9	32,51	41,41
10	31,35	39,94
11	35,34	45,02
12	30,46	38,80
13	25,47	32,45
14	33,05	42,10
15	30,97	39,45

Tabelle 7: Statistische Werte S-CSE

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	39,44
Standardabweichung	3,44
Minimum	32,45
Maximum	45,45

**Abbildung 8: Messwerte S-CSE**

N-CPB: Clearfil Protect Bond® – NaCl-Lösung

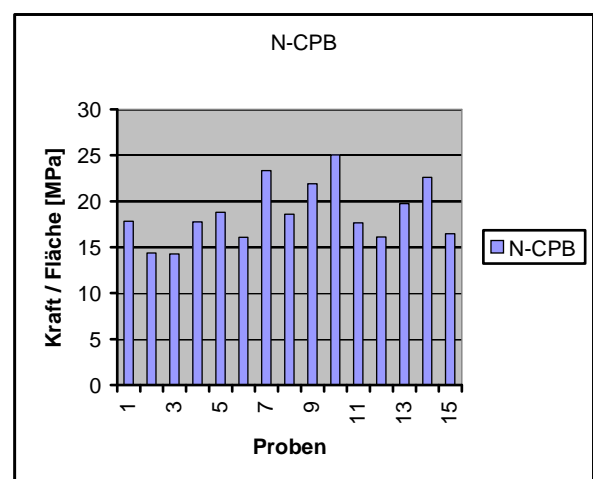
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 18,70 MPa mit einer Standardabweichung von 3,25. Das Minimum liegt bei 14,27 MPa und das Maximum bei 25,03 MPa.

Tabelle 8: Messwerte N-CPB

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	13,99	17,82
2	11,28	14,37
3	11,20	14,27
4	13,94	17,76
5	14,75	18,79
6	12,63	16,09
7	18,31	23,32
8	14,60	18,60
9	17,20	21,91
10	19,65	25,03
11	13,86	17,66
12	12,65	16,11
13	15,51	19,76
14	17,76	22,62
15	12,92	16,46

Tabelle 9: Statistische Werte N-CPB

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	18,70
Standardabweichung	3,25
Minimum	14,27
Maximum	25,03

**Abbildung 9: Messwerte N-CPB**

S-CPB: Clearfil Protect Bond® – Serum

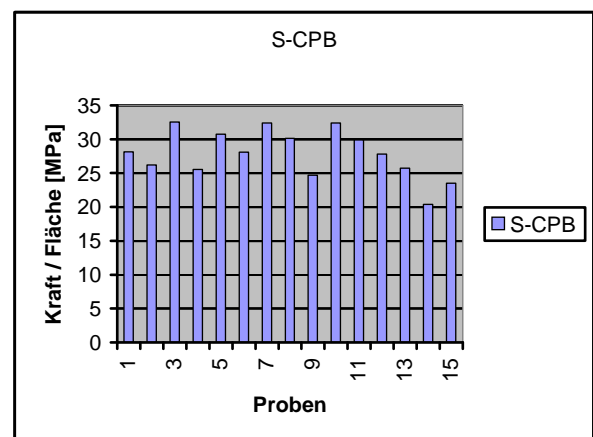
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 27,88 MPa mit einer Standardabweichung von 3,57. Das Minimum liegt bei 20,39 MPa und das Maximum bei 32,54 MPa.

Tabelle 10: Messwerte S-CPB

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	22,1	28,15
2	20,55	26,18
3	25,54	32,54
4	20,06	25,55
5	24,14	30,75
6	22,05	28,09
7	25,42	32,38
8	23,65	30,13
9	19,37	24,68
10	25,45	32,42
11	23,45	29,87
12	21,83	27,81
13	20,18	25,71
14	16,01	20,39
15	18,44	23,49

Tabelle 11: Statistische Werte S-CPB

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	27,88
Standardabweichung	3,57
Minimum	20,39
Maximum	32,54

**Abbildung 10: Messwerte S-CPB**

N-XE3: Xeno 3[®] – NaCl-Lösung

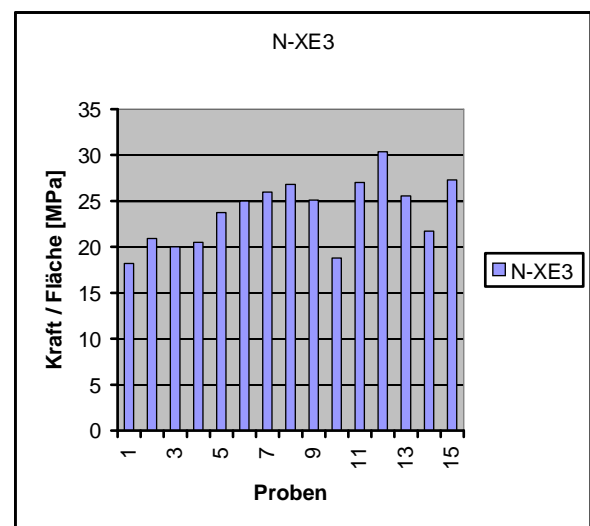
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 23,80 MPa mit einer Standardabweichung von 3,59. Das Minimum liegt bei 18,20 MPa und das Maximum bei 30,38 MPa.

Tabelle 12: Messwerte N-XE3

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	14,29	18,20
2	16,43	20,93
3	15,70	20,00
4	16,10	20,51
5	18,64	23,75
6	19,61	24,98
7	20,38	25,96
8	21,04	26,80
9	19,71	25,11
10	14,74	18,78
11	21,21	27,02
12	23,85	30,38
13	20,05	25,54
14	17,06	21,73
15	21,42	27,29

Tabelle 13: Statistische Werte N-XE3

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	23,80
Standardabweichung	3,59
Minimum	18,20
Maximum	30,38

**Abbildung 11: Messwerte N-XE3**

S-XE3: Xeno 3[®] – Serum

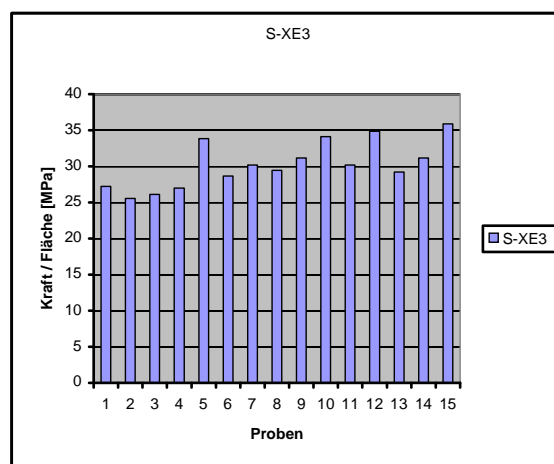
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 30,30 MPa mit einer Standardabweichung von 3,23. Das Minimum liegt bei 25,54 MPa und das Maximum bei 35,89 MPa.

Tabelle 14: Messwerte S-XE3

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	21,35	27,20
2	20,05	25,54
3	20,51	26,13
4	21,20	27,01
5	26,56	33,83
6	22,50	28,66
7	23,69	30,18
8	23,10	29,43
9	24,46	31,16
10	26,77	34,10
11	23,70	30,19
12	27,37	34,87
13	22,93	29,21
14	24,47	31,17
15	28,17	35,89

Tabelle 15: Statistische Werte S-XE3

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	30,30
Standardabweichung	3,23
Minimum	25,54
Maximum	35,89

**Abbildung 12: Messwerte S-XE3**

N-FNR: Futurabond NR[®] – NaCl-Lösung

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 31,57 MPa mit einer Standardabweichung von 3,22. Das Minimum liegt bei 26,62 MPa und das Maximum bei 36,54 MPa.

Tabelle 16: Messwerte N-FNR

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	24,59	31,32
2	24,33	30,99
3	27,14	34,57
4	20,96	26,70
5	26,30	33,50
6	20,90	26,62
7	28,05	35,73
8	22,97	29,26
9	25,71	32,75
10	24,48	31,18
11	28,68	36,54
12	23,41	29,82
13	27,18	34,62
14	25,80	32,87
15	21,22	27,03

Tabelle 17: Statistische Werte N-FNR

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	31,57
Standardabweichung	3,22
Minimum	26,62
Maximum	36,54

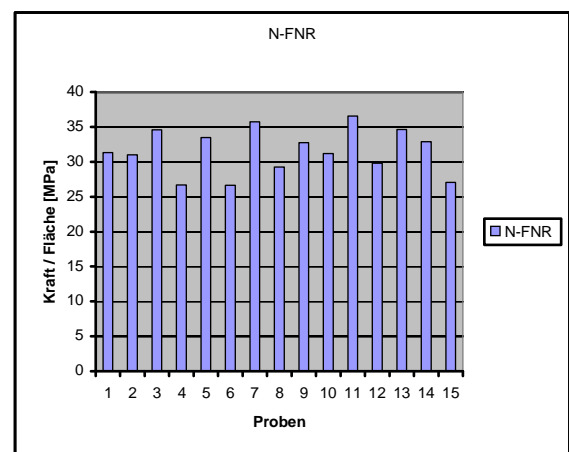


Abbildung 13: Messwerte N-FNR

S-FNR: Futurabond NR[®] – Serum

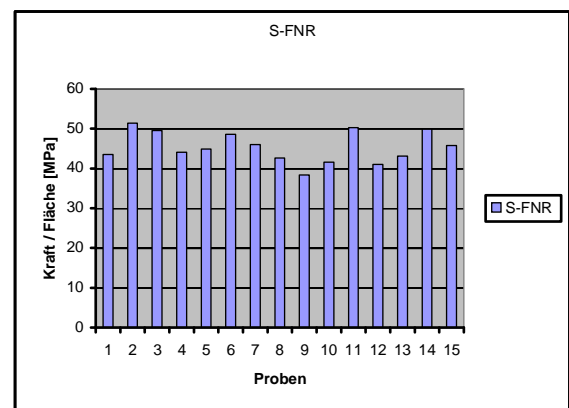
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 45,38 MPa mit einer Standardabweichung von 3,87. Das Minimum liegt bei 38,38 MPa und das Maximum bei 51,43 MPa.

Tabelle 18: Messwerte S-FNR

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	34,17	43,53
2	40,37	51,43
3	38,89	49,54
4	34,58	44,05
5	35,25	44,90
6	38,14	48,59
7	36,14	46,04
8	33,49	42,66
9	30,13	38,38
10	32,65	41,59
11	39,47	50,28
12	32,21	41,03
13	33,81	43,07
14	39,17	49,90
15	35,92	45,76

Tabelle 19: Statistische Werte S-FNR

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	45,38
Standardabweichung	3,87
Minimum	38,38
Maximum	51,43

**Abbildung 14:** Messwerte S-FNR

N-iBO: iBond® – NaCl-Lösung

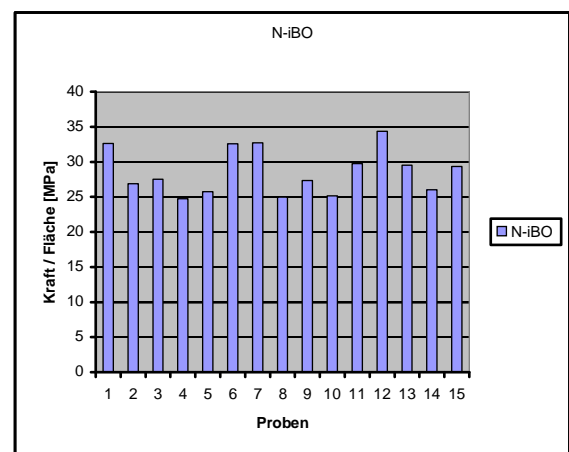
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 28,62 MPa mit einer Standardabweichung von 3,22. Das Minimum liegt bei 24,76 MPa und das Maximum bei 34,44 MPa.

Tabelle 20: Messwerte N-iBO

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	25,59	32,60
2	21,10	26,88
3	21,61	27,53
4	19,44	24,76
5	20,19	25,72
6	25,58	32,59
7	25,67	32,70
8	19,59	24,96
9	21,46	27,34
10	19,76	25,17
11	23,37	29,77
12	26,95	34,33
13	23,19	29,54
14	20,41	26,00
15	23,05	29,36

Tabelle 21: Statistische Werte N-iBO

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	28,62
Standardabweichung	3,22
Minimum	24,76
Maximum	34,33

**Abbildung 15:** Messwerte N-iBO

S-iBO: iBond® – Serum

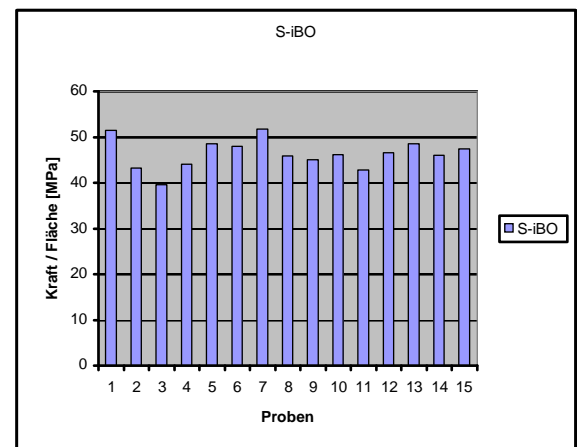
Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 46,34 MPa mit einer Standardabweichung von 3,24. Das Minimum liegt bei 39,53 MPa und das Maximum bei 51,80 MPa.

Tabelle 22: Messwerte S-iBO

Prüfkörper	Kraft [N]	Kraft/Fläche [MPa]
1	40,44	51,52
2	33,93	43,22
3	31,03	39,53
4	34,63	44,11
5	38,15	48,60
6	37,71	48,04
7	40,66	51,80
8	36,01	45,87
9	35,37	45,06
10	36,19	46,10
11	33,55	42,74
12	36,58	46,60
13	38,08	48,51
14	36,13	46,03
15	37,22	47,41

Tabelle 23: Statistische Werte S-iBO

Deskriptive Daten	[MPa]
Mittelwert	46,34
Standardabweichung	3,24
Minimum	39,53
Maximum	51,80

**Abbildung 16: Messwerte S-iBO**

4.1.2. Prüfstatistik - Analytische Betrachtung

Die vergleichende Analyse der Mittelwerte mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ($p = 0,05$; ANOVA).

Die Bedingungen zum Durchführen einer ANOVA sind zum einen die Normalverteilung innerhalb jeder Versuchsgruppe und zum anderen die Homogenität der Varianzen zwischen den Versuchsgruppen.

Die Prüfung der Normalverteilung erfolgte bereits mittels des K-S-Tests. Die Homogenität der Varianzen wird als Option im Statistikprogramm SPSS mitgeliefert.

Die Ergebnisse über den DUNCAN -Test bilden sich folgendermaßen ab:

Daten der Reihe N

Tabelle 24: Gruppierung Reihe N; Duncan

DUNCAN

Proben	N	Untergruppe für Alpha = .05.			
		1	2	3	4
N-CPB	15	18,7049			
N-XE3	15		23,7987		
N-iBO	15			28,6166	
N-CSE	15			28,8136	
N-FNR	15				31,5686
Signifikanz		1,000	1,000	0,873	1,000

Betrachtet man nun die Gruppen der N-Reihe ergeben sich vier homogene Untergruppen, wobei die Haftkräfte von Clearfil Protect Bond[®] mit einem Mittelwert von 18,70 MPa am geringsten sind.

Das Produkt Xeno 3[®] wies schon einen signifikant höheren Mittelwert für die Haftkraft auf – 23,80 MPa. Die Untergruppe mit dem nächst signifikant höheren Mittelwert bilden die beiden Produkte iBond[®] und Clearfil SE Bond[®] (28,62 MPa und 28,81 MPa). Mit einem Höchstwert - 31,57 MPa - setzt sich in der N-Reihe das Produkt Futurabond NR[®] signifikant von allen anderen Untergruppen ab.

Daten der Reihe S

Tabelle 25: Gruppierung Reihe S; Duncan

DUNCAN

Proben	N	Untergruppe für Alpha = .05.		
		1	2	3
S-CPB	15	27,8760		
S-XE3	15	30,3040		
S-CSE	15		39,4420	
S-FNR	15			45,3834
S-iBO	15			46,3423
Signifikanz		0,060	1,000	0,452

In der Reihe S ergeben sich drei homogene Gruppen. Die Produkte Clearfil Protect Bond[®] und Xeno 3[®] bilden eine Gruppe, welche die signifikant geringsten Haftkräfte erzielen. Und auch hier zeichnen sich bei Futurabond NR[®] und iBond[®] die signifikant höchsten Mittelwerte ab. Die mittlere Untergruppe besetzt das Produkt Clearfil SE Bond[®] mit einer mittleren Haftkraft von 39,44 MPa allein.

Ein wichtiges Ziel der Untersuchung war es die Haftkräfte der einzelnen Produkte in Abhängigkeit der beiden Perfusionsmedien NaCl-Lösung und Serum zu evaluieren. In Tabelle 26 ist eine Gesamtübersicht aller Versuchsgruppen zu sehen.

Daten beider Reihen

Tabelle 26: Gruppierung beider Reihen; Duncan

DUNCAN

Proben	N	Untergruppe für Alpha = .05.					
		1	2	3	4	5	6
N-CPB	15	18,7049					
N-XE3	15		23,7987				
S-CPB	15			27,8760			
N-iBO	15			28,6166			
N-CSE	15			28,8136			
S-XE3	15			30,3040	30,3040		
N-FNR	15				31,5686		
S-CSE	15					39,4420	
S-FNR	15						45,3834
S-iBO	15						46,3423
Signifikanz		1,000	1,000	0,077	0,312	1,000	0,443

Generell ist zu erkennen, dass innerhalb der einzelnen Produkte mit der Serumlösung eine höhere Haftkraft erreicht wird als mit einer Kochsalzlösung.

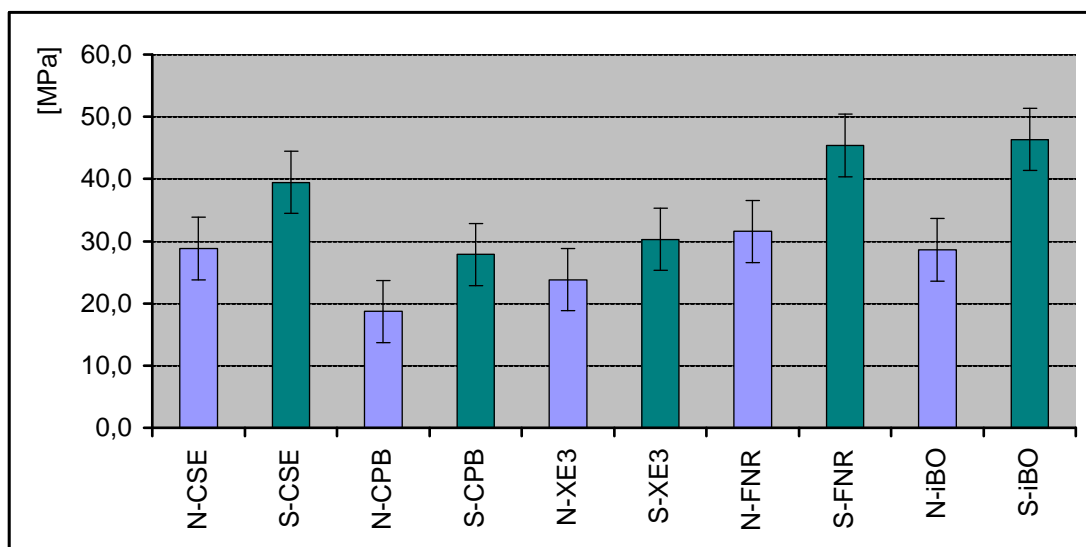


Abbildung 17: Mittelwerte der Versuchsgruppen mit ihren Streubereichen [MPa]

Weiterhin offenbart sich, dass bei einzelnen Produkten mit der Kochsalzperfusion eine höhere Haftkraft erreicht wird, als bei anderen Produkten dies mit der Serumlösung möglich ist. Dies stellt sich anschaulich in Abbildung 5 dar. Zum Beispiel erreicht das Produkt Futurabond NR in Reihe N eine höhere Haftkraft als das dem Produkt Clearfil Protect Bond mit den besseren Voraussetzungen durch eine Serumperfusion möglich ist.

4.2. Qualitative Untersuchung

Nach der Bestimmung der Zugfestigkeitswerte wurden die Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet. Dadurch konnten sie bezüglich der Oberflächenstruktur analysiert und kategorisiert werden. Es konnte zwischen adhäsiven, kohäsiven und gemischten Brüchen unterschieden werden.

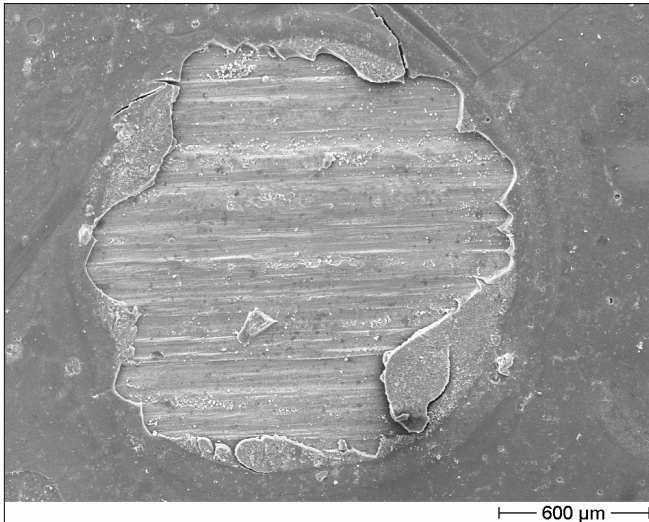
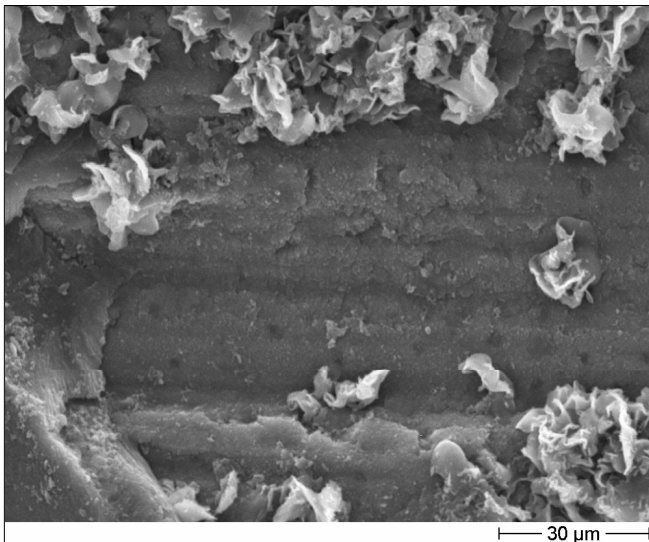
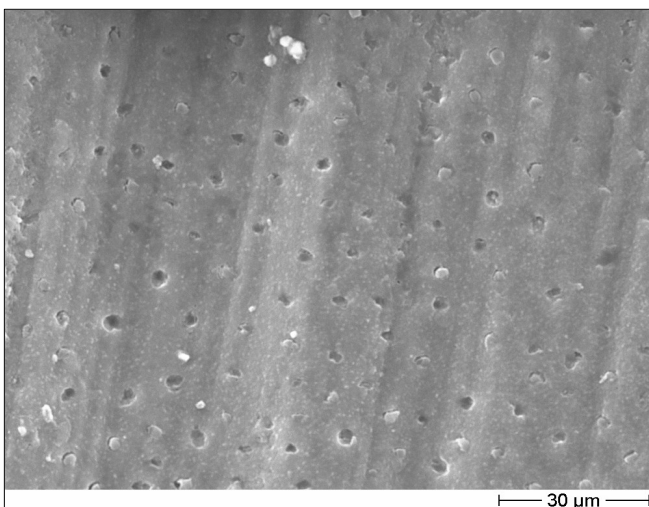
Als adhäsiv werden Brüche bezeichnet, wenn sie zwischen zwei verschiedenen Materialien auftreten. Bricht die Verbindungsstelle zwischen Dentin und Haftvermittlersubstanz ist das ein adhäsiver Bruch. Ein kohäsiver Bruch dagegen liegt in einem Material. Das könnte in diesem Fall ein Bruch im Dentin, im Haftvermittler oder im Komposit sein.

Besteht eine Bruchfläche aus Anteilen adhäsiver und kohäsiver Bruchflächen bezeichnet man diesen als gemischten Bruch.

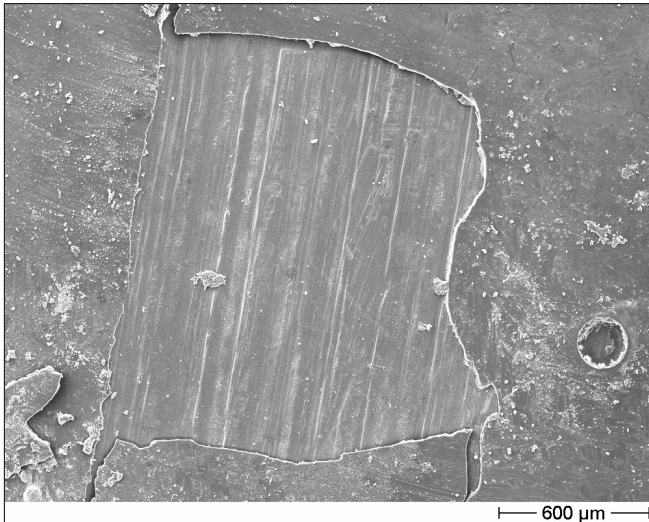
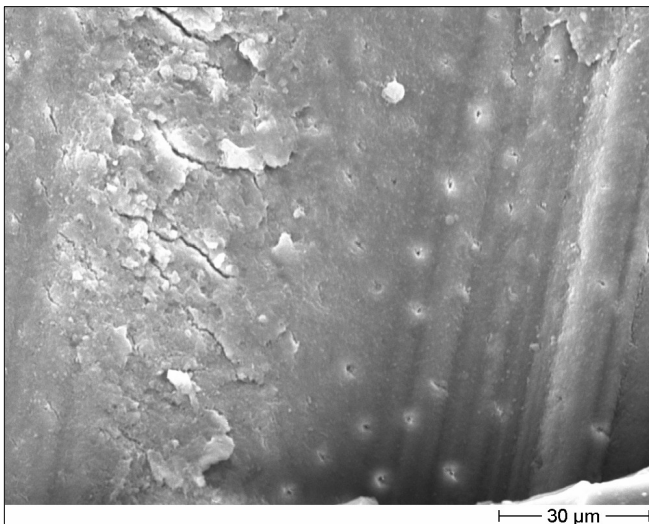
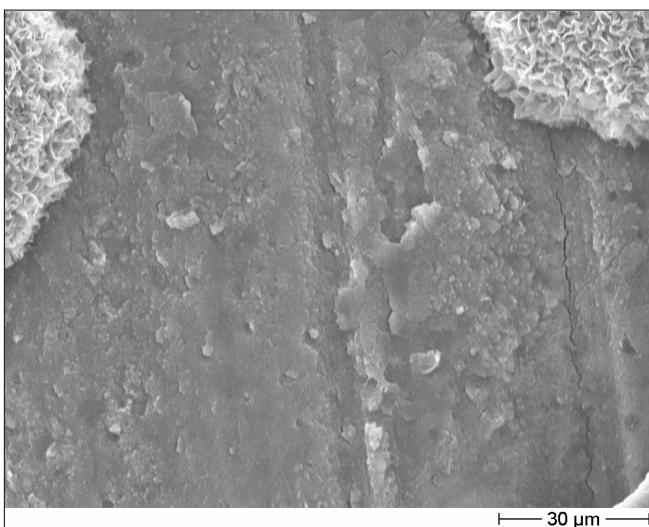
Von jeder Gruppe wurden Bilder in verschiedenen Vergrößerungen angefertigt. Übersichtsaufnahmen mit einer 50- und 250fachen Vergrößerung und Detailaufnahmen von 500- bis 2000facher Vergrößerung.

Jedoch konnte kein direkter Bezug zwischen den Zugfestigkeitswerten der einzelnen Gruppen und den Brucharten gefunden werden. Außerdem konnte auch keiner Gruppe ein einheitliches Frakturmuster zugeordnet werden. Vielmehr sind allenfalls Trends erkennbar.

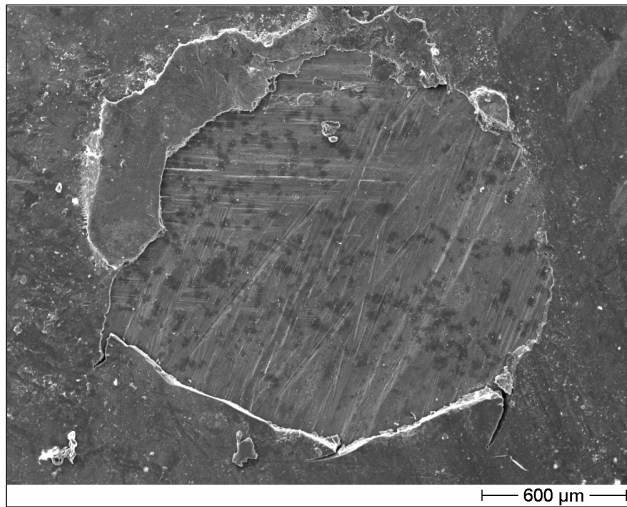
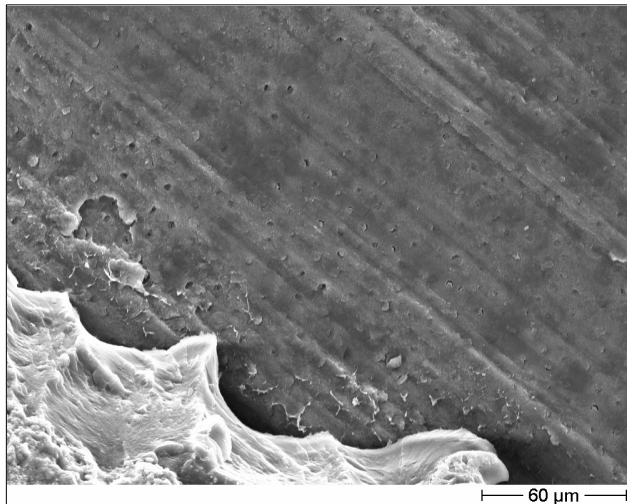
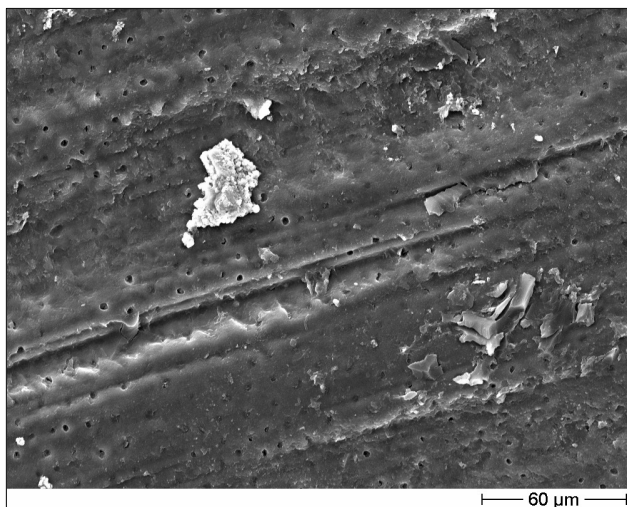
So treten in Gruppen deren mittlere Haftkräfte niedriger sind vermehrt adhäsive Bruchformen auf und in Gruppen höherer Haftkräfte treten häufiger kohäsive Brüche auf.

N-CSE**Abbildung 18:** Übersichtsaufnahme der Bruchfläche (50x)**Abbildung 19:** Kompositreste und Hybridschicht (1000x)**Abbildung 20:** Sicht auf freie Tubuli (1000x)

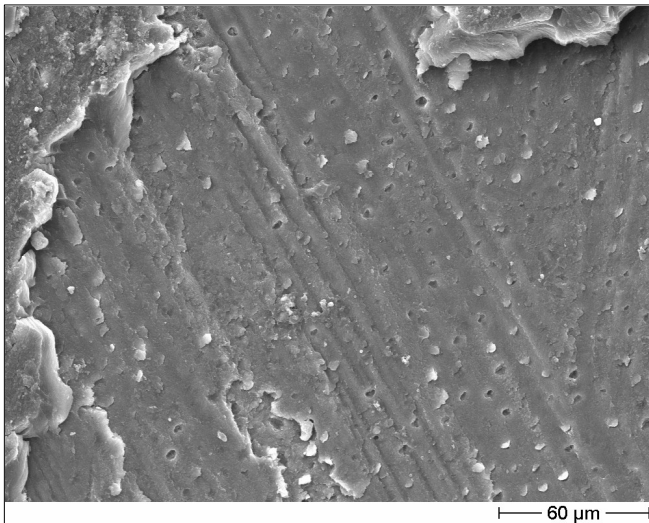
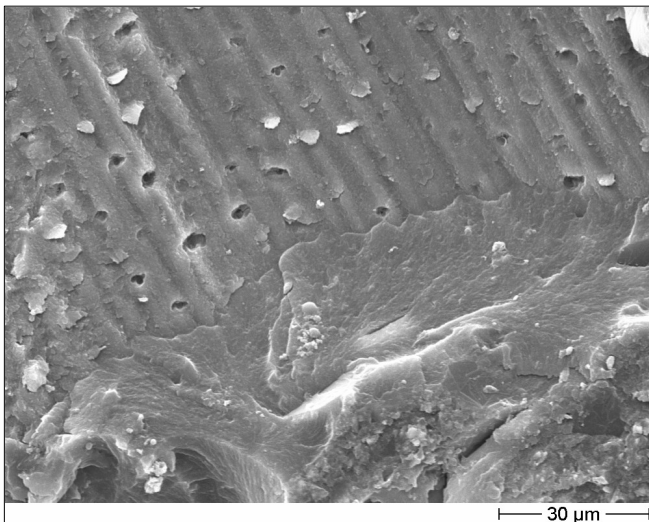
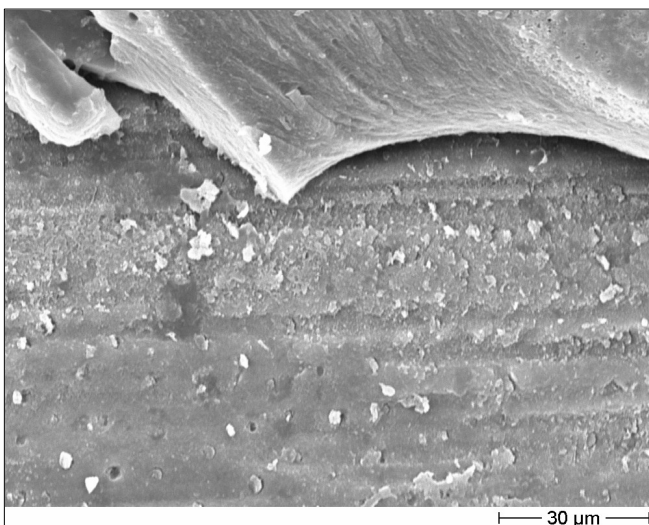
Die Proben dieser Gruppe zeigten in der Übersichtsaufnahme zumeist eine klare Abrissgrenze und eine überwiegend homogene Oberfläche. In der 1000-fachen Vergrößerung sind vereinzelte Kompositreste zu erkennen, die aber scheinbar nur fragmenthaft aufliegen. Die Oberfläche scheint frei von Adhäsiv zu sein, ist aber großflächig noch mit einer intakten Hybridschicht belegt. Wie in Abb. 20 zu erkennen, liegen auch einige Stellen mit freien Tubuli vor, welche jedoch wesentlich seltener zu finden waren, als die Tubuli, die nur ansatzweise zu erkennen waren, weil sie noch mit der Hybridschicht verschmolzen sind. Freie Tubuli wirken in ihrem Querschnitt rund, aber nicht so deutlich wie es von Mehrschritt-Adhäsiven bekannt ist. Die Brüche dieser Gruppe sind vermehrt adhäsiver Art.

S-CSE**Abbildung 21: Unklare Abrissgrenze einer Probe (50x)****Abbildung 22: Hybridschicht und offene Tubuli (1000x)****Abbildung 23: Angerissene Hybridschicht (1000x)**

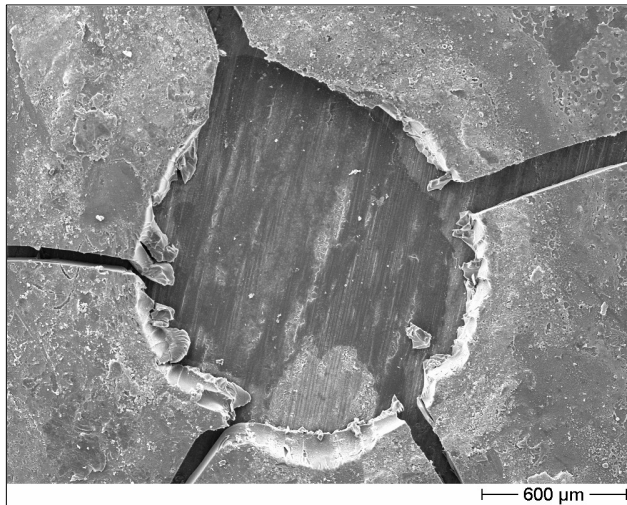
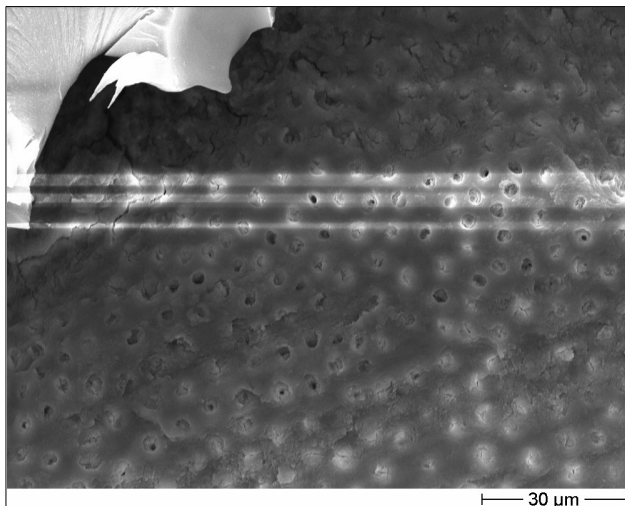
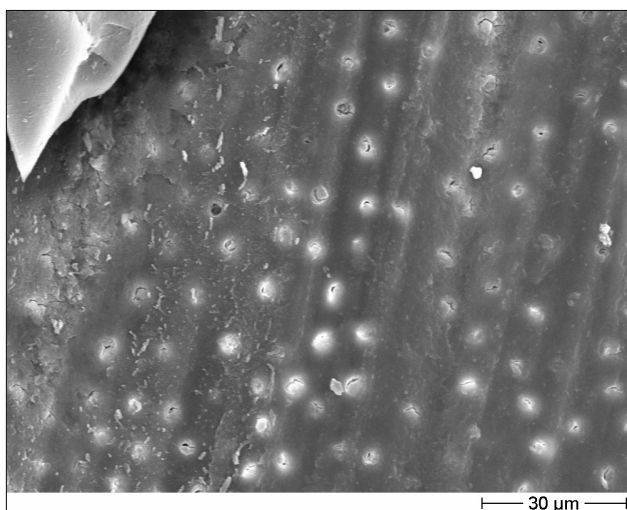
In dieser Gruppe wurden ebenfalls Proben mit klaren Abrissgrenzen gefunden, aber wiederum wie in Abb. 21 zu sehen auch Übergänge, die nicht mehr so klar oder einfach nicht mehr intakt waren. Genauso wie in der Pendant-Gruppe N-CSE waren die Oberflächen homogen und nur teilweise lagen Reste des Komposits auf. In den Detailaufnahmen wird deutlich, dass überwiegend gemischte Brüche vorlagen. Im Vergleich zur entsprechenden Gruppe N-CSE häufen sich jedoch die kohäsiven Brüche. Ineinander übergehend zeigen sich Stellen mit intakter Hybridschicht neben Stellen, die noch mit dünnen Schichten des Adhäsivs überdeckt sind. Die teilweise erkennbare Tubulstruktur des Dentins stellt sich mit verengten Tubuliquerschnitten dar.

N-CPB**Abbildung 24: Homogene Abrissfläche (50x)****Abbildung 25: Übergang Komposit-Hybridschicht (500x)****Abbildung 26: Zerstörte Hybridschicht mit freiliegenden Tubuli (500x)**

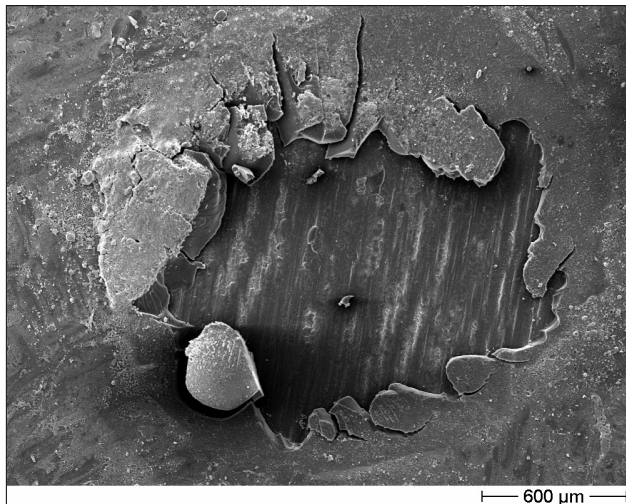
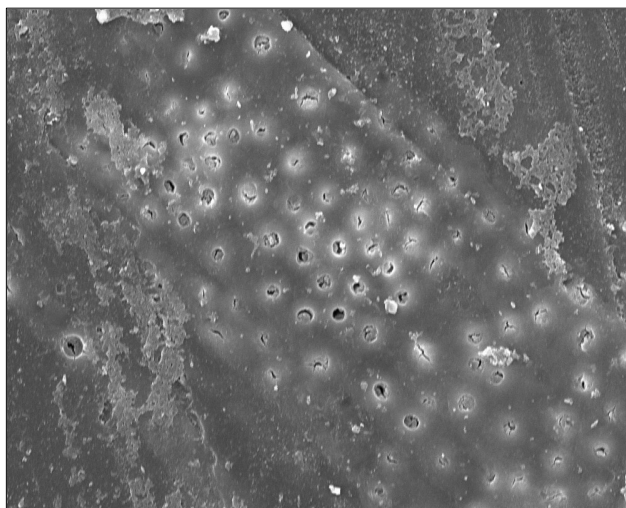
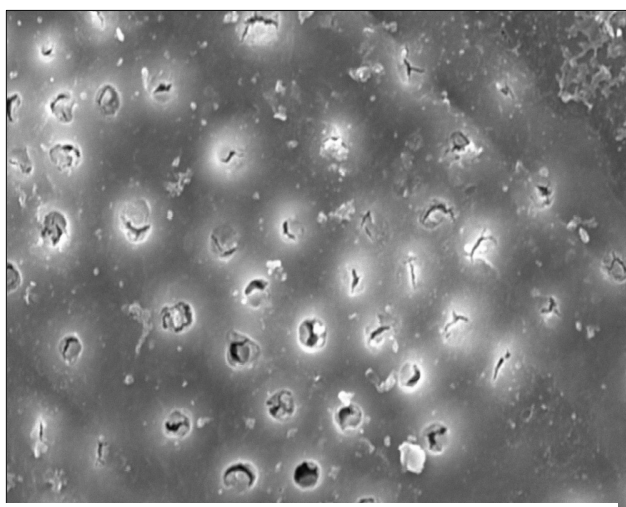
In den Übersichtsaufnahmen dieser Gruppe zeigten sich zu etwa 50 % keine klaren Abrissgrenzen der Versuchsbereiche. Die freiliegenden Oberflächen waren selten homogen, die Brüche meist adhäsiv. Wie in Abb. 26 zu erkennen, liegen weit geöffnete Tubulstrukturen vor. Diese treten in Bereichen auf, in denen das Dentin frei liegt und komplett vom Adhäsiv getrennt ist. Wenige kleinere Zonen, in denen die Hybridschicht intakt ist sind auch zu finden.

S-CPB**Abbildung 27: Gemischte Bruchfläche (500x)****Abbildung 28: Übergang Hybridschicht-freie Dentinoberfläche (1000x)****Abbildung 29: Hybridschicht (1000x)**

Die Proben dieser Gruppe zeigten nicht durchweg klare Abrissgrenzen. In den Detailaufnahmen wiesen die Proben Stellen mit freier Dentinoberfläche, neben Stellen mit intakter Hybridschicht auf. Die Hybridschicht über den zu erkennenden Tubuli ist teils lamellig aufgerissen und zeigt Tubuli, die sich in ihrem Querschnitt fast rund und nicht verengt darstellen. Das Verhältnis der adhäsiven zu den kohäsiven Brüchen ist in etwa das gleiche wie in Gruppe N-CPB.

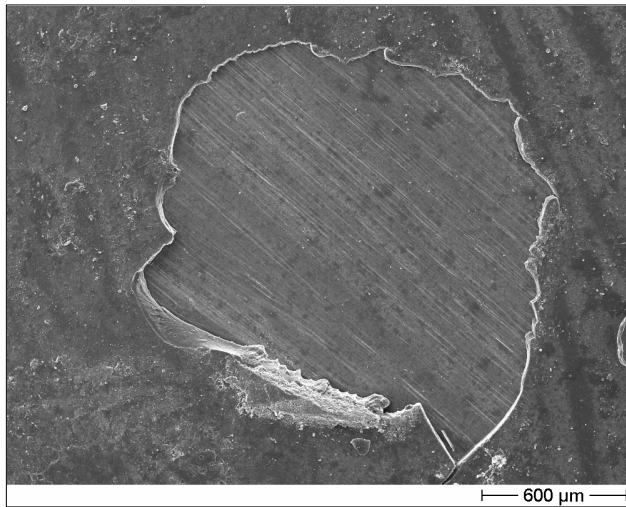
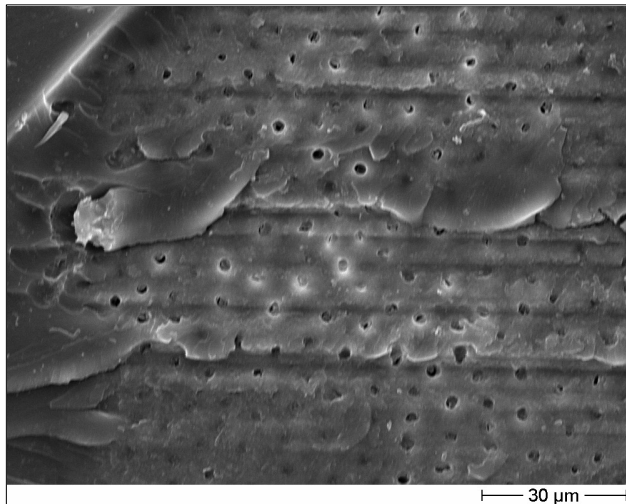
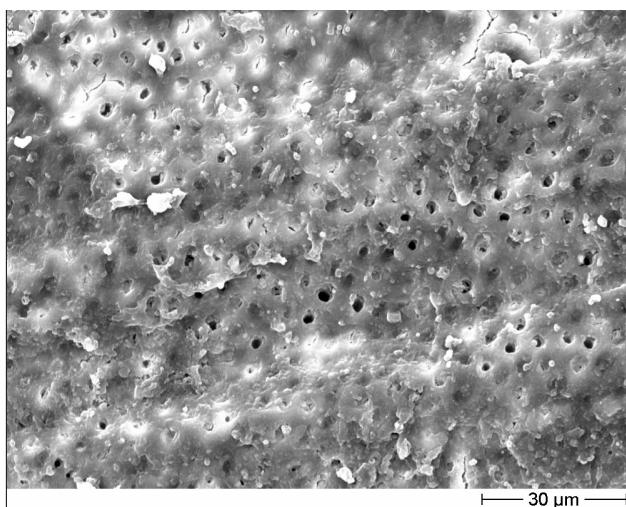
N-XE3**Abbildung 30: Inhomogene Bruchfläche (50x)****Abbildung 31: Freiliegende Tubuli in adhäsivem Bruchbereich (1000x)****Abbildung 32: Verschlussene Tubuli (1000x)**

Die Abrissgrenzen waren meist gut zu erkennen und kreisrund. Indes waren aber die vorliegenden Oberflächen inhomogen. Sie wiesen viele Stellen mit freiliegendem Dentin neben einigen anderen Bereichen auf in denen die Hybridschicht noch intakt war. Somit ist diese Gruppe als eine der gemischten Brüche zu kategorisieren. Die Zonen der adhäsiven Brüche zeigen viele Stellen mit freiliegenden und nicht verstopften Dentinkanälchen. Jene sind zudem auch von großem Umfang und im Querschnitt kreisrund. Tubuliquerschnitte inmitten der Hybridschichtzonen sind verstopft und ihre Ränder verändert, wodurch der Querschnitt dieser Kanälchen unrund ist.

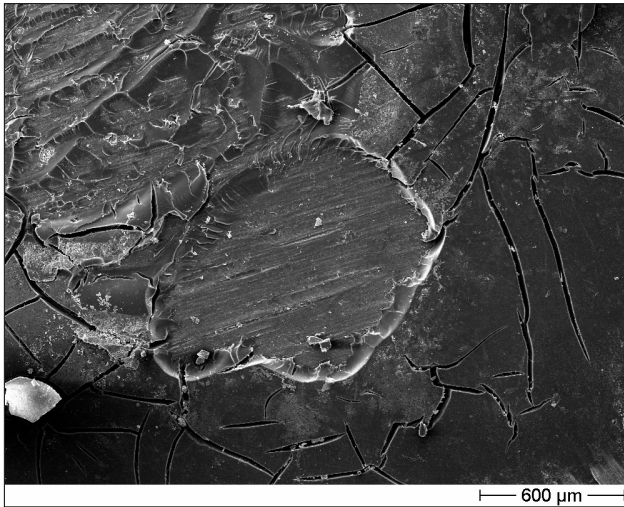
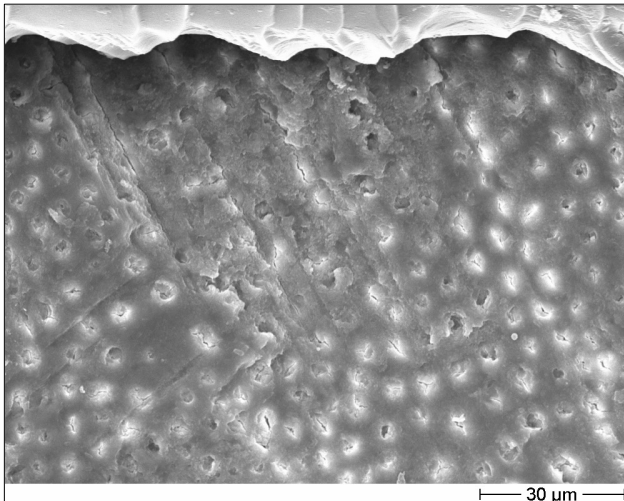
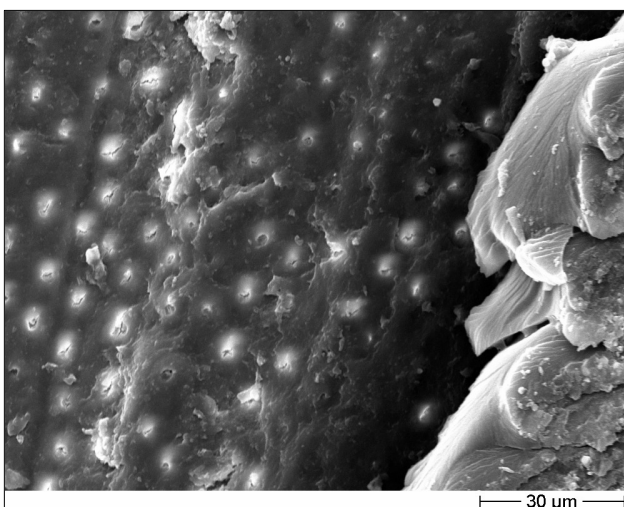
S-XE3**Abbildung 33: Übersicht der Bruchfläche (50x)****Abbildung 34: Hybridschicht mit Blick auf freiliegendes Dentin (1000x)****Abbildung 35: Tubuli mit Präzipitaten (2000x)**

Die Übersichtsaufnahmen dieser Gruppe zeigten zu etwa 75% klare und deutliche Abrissgrenzen, welche aber in der Randformation nicht eindeutig waren.

Die Brüche sind gemischter Art. So wechseln sich streifig Zonen, die komplett mit Komposit bedeckt sind, mit Zonen freiliegenden Dentins ab, wie in Abb. 34 gut zu erkennen ist. In den Detailaufnahmen (Abb. 35) ist zu erkennen, dass die Kanaleingänge der Dentintubuli nicht vollständig von der Schmierschicht befreit sind, sondern noch mit Präzipitaten der Proteinstrukturen der Serumperfusion verstopft sind.

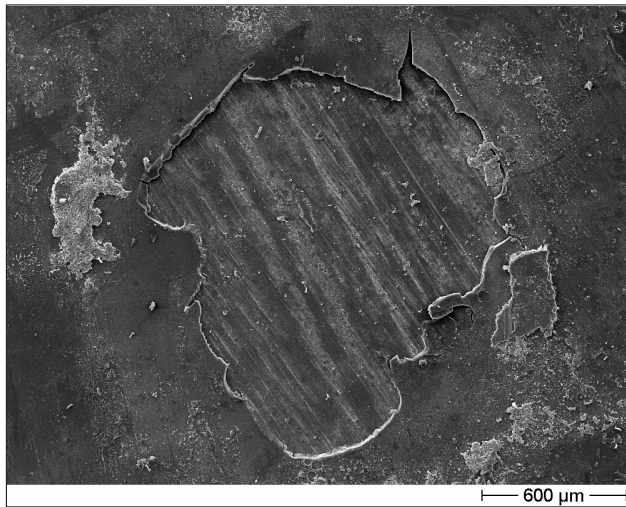
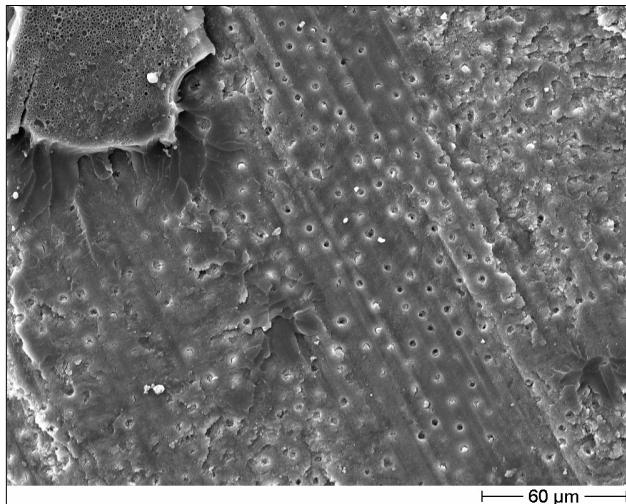
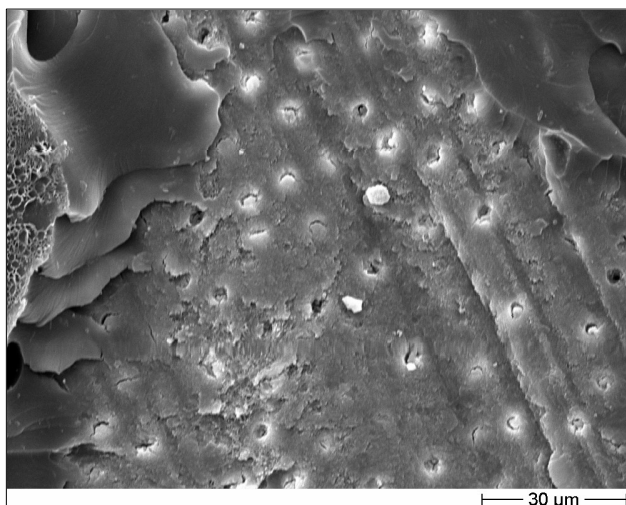
N-FNR**Abbildung 36:** Homogene Abrissfläche (50x)**Abbildung 37:** Offene Tubuli mit Resten der Hybridschicht(1000x)**Abbildung 38:** Sicht auf freie Tubuli (1000x)

Die Proben dieser Versuchsgruppe zeigten fast vollständig ein klares Abrissmuster. Jedoch gibt es auch einige Proben, deren Querschnitt des Abrissmusters nicht exakt rund war. Zwar ist auch dies eine Gruppe mit vermehrt gemischten Brüchen, aber diese bestanden zu großen Teilen aus kohäsiven Anteilen, in denen kleinere Inseln von adhäsiven Brüchen lagen. Die freiliegenden Dentinkanälchen zeigten ein gemischtes Bild. Zum Teil waren sie weit geöffnet zum anderen Teil am Eingang verstopft oder zumindest nicht frei von Präzipitaten. Wie in der Abb. 37 zu erkennen gab es auch kohäsive Brüche in denen nicht das Dentin brach, sondern der Bruch inmitten des Komposits lag und dieses noch auflag.

S-FNR**Abbildung 39: Übersicht mit typischer Bruchstelle (50x)****Abbildung 40: Durchscheinende Tubulstruktur (1000x)****Abbildung 41: Spaltförmige Tubuliöffnungen (1000x)**

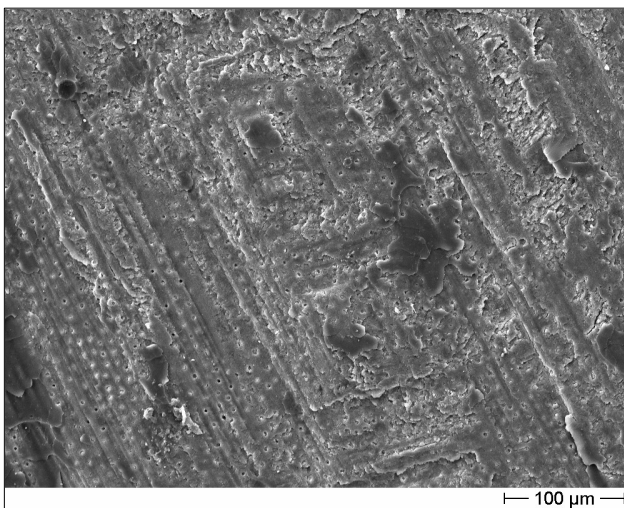
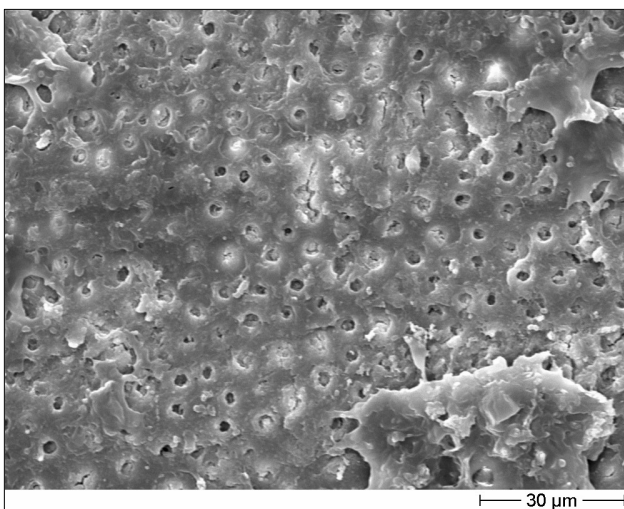
Diese Gruppe präsentierte Ergebnisse, die eindeutige Abrisskanten mit beinahe runden Querschnitten vorwies. Die Oberflächen schienen jedoch etwas inhomogen. In den Detailaufnahmen konnten größtenteils kohäsive Brüche erkannt werden, die nur selten von adhäsiven unterbrochen wurden. Der Hybridlayer war nahezu immer intakt und die durchscheinenden Tubulstrukturen waren in ihrer Gestalt verändert.

Meistens waren die Querschnitte spalt- oder linsenförmig und die Eingänge zwar etwas eingesunken, aber selten frei von Präzipitaten.

N-iBO**Abbildung 42: Deutliche Abrissgrenze (50x)****Abbildung 43: Gemischter Bruch (500x)****Abbildung 44: Lamelliger Übergang der Hybridschicht (1000x)**

In den Übersichtsaufnahmen dieser Gruppe zeigten die Proben ein klares Abrissmuster welches fast nie ein rundes Aussehen annahm. In den Detailaufnahmen stellten sich diese Übergänge als lamellig geschichtet dar (Abb. 44).

Die Oberflächen dieser Gruppe waren überwiegend inhomogen und zeigten gemischte Brüche. Die adhäsiven Anteile dieser gemischten Brüche wiesen weit geöffnete Dentinkanälchen auf, die auch in der Tiefe von Präzipitaten befreit schienen. In Anteilen kohäsiver Brüche waren verstopfte Tubuli zu erkennen, welche sich in die intakte Hybridschicht einbetteten.

S-iBO**Abbildung 45: Inhomogener Bruch (50x)****Abbildung 46: Angebrochene Hybridschicht (250x)****Abbildung 47: Verengte Tubulieingänge (1000x)**

Die Proben dieser Gruppe wiesen gemischte Brüche auf, welche jedoch prozentual mehr Anteile kohäsiver als adhäsiver Brüche beinhalten. Die Übersichtsaufnahmen präsentierten oft unklare Abrissbereiche, welche in ihren Randformationen undeutlich und selten rund waren. Im Vergleich zur äquivalenten Gruppe N-iBO waren in dieser Gruppe nur etwa 2-4% der Dentinkanälchen offen und frei. Die Hybridschicht war stets intakt und häufig nicht zu erkennen, da hier vermehrt kohäsive Brüche der Kompositmatrix vertreten waren. Die Eingänge der Tubuli scheinen stets verengt und durch Präzipitate verstopft.

5. Diskussion

5.1. Material, Versuchsaufbau und Durchführung

Für die Durchführung der Versuche wurden ausschließlich menschliche, karies- und füllungsfreie Molaren verwendet.

Obwohl aufwendige Testungen (Schmalz et al., 2001) herausfinden konnten, dass Dentin von Rinderzähnen aus der Nähe der Schmelzzement-Grenze ähnliche Eigenschaften besitzt wie die koronalen Anteile humanen Dentins, gelang dieser Nachweis lediglich bezüglich der Permeabilitätseigenschaften. In-vitro-Testungen sollten demnach weiterhin nur an menschlichen Zähnen durchgeführt werden, um jedwede Variabilitäten auszuschließen.

Es ist keine exakte Altersbestimmung der Versuchszähne möglich, da es sich aufgrund der Forderungen nach Karies -und Füllungsfreiheit zumeist um retinierte Weisheitszähne handelte. Jedoch bestätigen Untersuchungen (Ozer et al., 2005), dass das Alter des jeweiligen Zahnes keinerlei bezeichnenden Einfluss auf die Qualität adhäsiver Verbindungen auf Zahnhartsubstanzen zu nehmen scheint.

Aufgrund der Feststellungen, dass es bis zu einem Monat nach Extraktion der Zähne keinerlei Unterschiede in den anschließend durchgeführten Zughafttestungen gibt (Blunck et al., 1990), wurden die Versuchsdurchführungen spätestens vier Wochen nach der Extraktion des jeweiligen Zahnes durchgeführt. In der Zeit zwischen Extraktion und Versuchsdurchführung lagerten die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung, wodurch die Eigenschaften der Zähne nicht verändert wurden (Haller et al., 1993).

Zur Herstellung der zu testenden Dentinscheiben wurde eine Kopfräsvorrichtung angewendet, welche mit Diamantschleifern bestückt wurde. Die gewählte Körnung entsprach zum einen der in der Praxis üblichen und zum anderen hatte es die Bewandnis eine möglichst geringe smear-layer Schicht zu produzieren. Denn es ist bewiesen, dass eine grobe Körnung eine breite Schmierschicht entstehen lässt und eine feinkörnige Bearbeitung eben diese reduziert (Boer, 2006).

Eine breite Schmierschicht ergibt bei der Verwendung selbstätzender Adhäsive signifikant niedrigere Haftkräfte als bei einer vergleichsweise schmalen Schmierschicht (Koibuchi et al., 2001).

Um weiterhin nicht zu riskieren, dass es zu einer verschmierenden Veränderung der Dentinoberfläche kommt wurde, wie in der Praxis üblich und in Publikationen empfohlen (Tagami et al., 1991), eine ständige Wasserkühlung mit 50ml/min benutzt.

Aufgrund von Empfehlungen in der Literatur (Takemori et al., 1993; Moll et al., 2002; Gregoire et al., 2005), dass durch die geringe Eigenfestigkeit des Dentins, solche Zugversuche nur mit mindestens 3 mm dicken Probenkörpern durchgeführt werden sollten, wurden die Proben anschließend auf eine Höhe von 3,5 mm +/-0,1mm getrimmt. Da es sich bei all den verwendeten Dentinhaftvermittlern um Selbstätzende handelte, muss die Entfernung der Schmierschicht und Demineralisation von den milden Säuren, die in den Präparaten enthalten sind erledigt werden. Durch diese milden Säuren dieser selbstätzenden Adhäsive ist zwar die Gefahr des Überätzens nicht mehr gegeben, aber es besteht die Gefahr eines eventuell zu geringen Ätzens. Die Entfernung eben dieser Schmierschicht ist jedoch von entscheidender Wichtigkeit für den Verbund (Pashley et al., 1993). Nur so kann das Adhäsiv in die Tubuli diffundieren und jene versiegeln. Eine Infiltration der Monomere in das intertubuläre Dentin ist nur nach Entfernung der mineralischen Phase und der Kollagentrümmer möglich. Lange Zeit wurde bezüglich der „Ein-Flaschen-Systeme“ behauptet, sie seien nicht in der Lage eine Hybridschicht und die Kunststoffzapfen zu bilden. Sie könnten den so genannten „smear layer“ nicht entfernen und somit bestünde auch keine Möglichkeit zur Versiegelung der Tubuli. Die Verwendung dieser Adhäsive führe auf unkonditioniertem Dentin zu einem völligen Versagen der Verbundtätigkeit (Ferrari et al., 1997).

Bei einer aktuelleren Untersuchung, die sich mit den verschiedenen Aggressivitäten der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern beschäftigte, konnte herausgestellt werden, dass die aggressiveren unter ihnen eine ebenso dicke Hybridschicht aufbauen können, wie die üblichen Total-Etch-Systeme und es ihnen auch gelingt die Schmierschicht komplett zu lösen (Tay und Pashley, 2001).

In einer weiterführenden Untersuchung wurde bewiesen, dass die Effektivität und Stärke der Ätzung von selbstätzenden Adhäsiven vor allem auch auf unbearbeitetem Schmelz den Ätzeigenschaften der konventionellen Total-Etch-Systeme analog ist (Pashley und Tay, 2001).

Demzufolge wurden weitere Analysen angesetzt und man bemerkte, dass die vereinfachten, selbstätzenden Dentinhaftvermittlersysteme viel versprechende Alternativen zu den herkömmlichen Total-Etch-Systemen darstellen. Ausnahmen bilden der Meinung der Autoren nach noch die All-in-one-Adhäsive wie etch&prime3.0® oder iBond® (Moll et al., 2002). Wiederum bestätigen sie, dass die Ätzeigenschaften der selbstkonditionierenden Haftvermittler so effektiv wie die der Phosphorsäureätzung sind.

Zusammenfassend soll bemerkt werden, dass bei richtiger Anwendung der selbstätzenden Adhäsive, die derzeit auf dem Markt sind, verlässliche Haftkraftwerte ermittelbar sein sollten.

Gleixner und Frankenberger empfehlen die unbedingte Einhaltung der von den Herstellern angegebenen Einwirkzeiten (Gleixner et al., 2006). Frankenberger (2006) betont außerdem, dass dies besonders wichtig für die Schmelzätzung sei.

Aufgrund all dieser Erfahrungen erfolgte der Auftrag den jeweiligen Herstellerangaben entsprechend. So waren für die Produkte Clearfil SE Bond[®], Clearfil Protect Bond[®], Xeno III[®] und Futurabond NR[®] 20 Sekunden Einarbeitungszeit angedacht. Nur bei iBond[®] wird vorgeschrieben diesen Schritt 30 Sekunden lang durchzuführen.

Anschließend sollten alle Adhäsive 10 Sekunden (Clearfil SE Bond[®], Clearfil Protect Bond[®], Xeno III[®]) bzw. 20 Sekunden (Futurabond NR[®], iBond[®]) durch Licht gehärtet werden.

Da bei der Polymerisation der selbstätzenden Adhäsive eine saure Inhibitionsschicht entsteht, musste darauf geachtet werden, dass es sich bei dem Komposit Clearfil AP-X[®] um ein Lichthärtendes handelt. Würde man ein chemisch härtendes Komposit mit dieser sauren Schicht in Verbindung bringen, würden die basischen Amine einen Komplex bilden, wodurch seine Funktion als Radikalfänger stark vermindert wäre. Daraus würde eine unvollständige Polymerisation der Kompositschicht entstehen.

Bei der lichthärtenden Polymerisation verläuft die Radikalenbildung durch das Campherchinon schneller, wodurch die Säure-Basen-Reaktion dabei nur eine untergeordnete Rolle spielt (Suh und Schiltz, 2001).

Das Komposit wurde stets in der Farbe A2 aufgetragen, um zu vermeiden, dass Farben unterschiedlicher Transluzenzen zu verschiedenen Durchhärtungen führen würden.

Die Schichten in denen das Komposit aufgetragen wurde überschritten nie die Dicke von einem Millimeter. Die Lichthärtung erfolgte pro Schicht mindestens 60 Sekunden lang. Da sich zwischen 600 und 900 mW / mm² keine Unterschiede in der Lichthärtung mehr zeigen (Yamamoto et al., 2006), wurde für die Versuche eine Lampe gewählt, die eine konstante Leistung von 650 mW / mm² erbrachte.

In manchen Untersuchungen werden die Haftkräfte erst nach entsprechender Beanspruchung des Verbundes gemessen. Da jedoch schon durch die Polymerisationsschrumpfung erhebliche Kräfte entstehen, sollten die Dentinhaftvermittler in dieser Studie zunächst auf ihre Soforhaftung untersucht werden.

Unterstützt von Quellen (Sadek et al., 2005), die besagen, dass kein Unterschied in den Zughafthäften zu finden ist, welche sofort und nach 24-stündiger Behandlung getestet wurden, erfolgte die Zugprobung zehn Minuten nach der Verarbeitung, um einheitliche und konstante Ergebnisse zu erzielen.

Die Geschwindigkeit mit der die Proben gezogen wurden, lag bei 1 mm / min, so wie es für derartige Versuche als optimal angesehen wird (Inoue et al., 2001; Sung et al., 2002; Ozer et al., 2005). Durch diese langsame Abrissgeschwindigkeit lässt sich vermeiden, dass es zu unkontrollierten Frakturen durch Überlastungen kommt.

Des Weiteren ist darauf Acht zu geben, dass ein axialer Zugversuch, wie er in dieser Untersuchung durchgeführt wurde, eine probate und sensible Testmethode zur Bestimmung der Verbundfähigkeiten verschiedener Werkstoffe ist. Er wird in zahlreichen Studien ebenfalls zur Bestimmung der Zugfestigkeitswerte eingesetzt.

5.2. Überführung von in vivo Bedingungen auf den In-vitro-Versuch

Die Versuche dieser Untersuchung wurden durchgeführt um die Zugfestigkeitswerte der Dentinhaftvermittler auf Dentinscheiben in vitro nachzuweisen. Um aus diesen Ergebnissen möglichst reelle Schlüsse für die Anwendung der Produkte in vivo ziehen zu können, wurden zumeist die schlechtesten Bedingungen für das Legen einer Füllung angenommen. Der Versuchsaufbau spiegelt eine tiefe Kavität wider, welche mit einem physiologischen Druck perfundiert wird, wie er auch ohne Lokalanästhesie zu erwarten ist.

Die Maßgabe bei allen Proben denselben Abstand von den Pulpahörnern einzuhalten, in diesem Fall 1,3 +/- 0,1 mm, erfüllt den Wunsch der Darstellung pulpenahen Dentins. In der Literatur ist zu finden, dass die Haftkräfte abhängig von der Lokalität des getesteten Dentins variieren. Die niedrigsten Haftkräfte finden sich (Giannini et al., 2001) im pulpalen Dentin und signifikant höhere Haftkräfte erzielen Proben aus der Schmelz-Dentin-Grenzzone. Außerdem konnte festgestellt werden (Giannini et al., 2001), dass in Regionen geringerer Anteile intertubulären Dentins die Haftkräfte der Dentinhaftvermittler sanken.

Der Druck mit dem die Proben während der gesamten Verarbeitung der Dentinhaftvermittler perfundiert wurden betrug 30 cm H₂O. Dies entspricht dem physiologischen Pulpainnendruck, wie er in den Tubuli zu messen ist (Pashley et al., 1981a) und wird deshalb bei Testungen, die den intrapulpalen Druck bei der Perfusion simulieren wollen, üblicherweise so gewählt (Del Nero und de la Macorra, 1999; Escribano et al., 2001). Eventuell niedrigere Drücke, wie sie sich durch die Vasokonstriktorzusätze in Lokalanästhetika ergeben könnten, wurden bewusst nicht gewählt, da dies der Annäherung an In-vivo-Zustände widersprechen würde.

Vielfach erwähnt (Paul und Schärer, 1993; Özok et al., 2004b; Moll und Haller, 2000; Moll et al., 2005) wird ein Absinken der Haftkräfte bei perfundierten Proben im Vergleich zu Proben, welche beim Auftrag nicht an einen simulierten intrapulpalen Druck

angeschlossen waren. Hinzukommt, dass sich dieser Effekt besonders stark bei Proben aus den tieferen Dentinschichten bemerkbar macht (Prati et al., 1991). Des Weiteren vermindert die Perfusion die Demineralisation am Dentin und beeinflusst so die Wirkung der Adhäsive (Özok et al., 2004a).

Bezüglich der Ergebnisse der Haftkräfte sind trotz all dieser negativen, jedoch lebensnahen Einflüsse, relativ hohe Werte ermittelt wurden. Sie liegen in der Reihe S mit 27,88 MPa bis 46,34 MPa in Bereichen wie sie auch z.B. in trockenem, nicht perfundiertem Dentin erreicht werden (37,9 MPa – 58,6 MPa (Moll et al., 2005)).

5.3. Perfusionslösungen

Die Lösung, die die Perfusion des Dentins nachstellen soll, ist in den allermeisten Untersuchungen eine 0,9%ige und somit physiologische Kochsalzlösung. Sie hat sich vielfach bewährt, ist in vielen Quellen hinreichend beschrieben und bezüglich ihrer Eigenschaften als Testmedium untersucht worden (Prati, 1994; Gregoire et al., 2005).

Als reine elektrolythaltige Lösung entspricht sie in ihrem Charakter dem Dentinliquor jedoch nur bedingt. Dieser ist im Gegenteil dazu nämlich vielmehr ein proteinhaltiges Ultrafiltrat. Deshalb würde eine proteinhaltige Lösung die In-vivo-Situation sicherlich um ein Vielfaches besser widerspiegeln.

Wenn es also das Ziel eine Untersuchung sein sollte, Dentinliquor zu simulieren, dann sollte diese Lösung Albumin in Kombination mit Elektrolyten enthalten (Özok et al., 2004a).

In gesundem Dentin wird die Zusammensetzung des Dentinliquors von den Odontoblasten bestimmt. Beim Auftreten einer kariösen Läsion oder pulpitischer Reaktion kann sich deren Zusammensetzung ändern (Turner et al., 1989). Ausführliche Studien zur genauen Zusammensetzung und Veränderung des Dentinliquors in physiologischen und pathologischen Reizlagen, sowie Analysen des Albumingehalts des Dentinliquors fehlen jedoch derzeit (Daculsi et al., 1987; Özok et al., 2004b).

Der Ansatz, dass der Dentinliquor eher einem kapillären Transudat ähnelt (Maita et al., 1991), führte zu einer Untersuchung an einem lebenden Hund. Sie gewannen unter spontanen Umständen Dentinliquor und stellten fest, dass dessen Proteinkonzentration etwa ein Fünftel des Plasmas betrug.

Ausgehend von dieser Untersuchung wurde für diese Studie als Vergleichsmedium zur Kochsalzlösung eine 20%ige Serumlösung gewählt, um ein geeigneteres Perfusionsmedium zu haben.

Ziel der Perfusion mit Serum war es eine Situation zu simulieren, welche dem Zustand in vivo unter Umständen ähnlicher ist und näher kommt als eine Perfusion mit physiologischer Kochsalzlösung.

Es gibt einige Quellen in denen Serumlösungen bereits in ähnlichen Versuchen angewendet wurden. Eine Studie (Augustin et al., 1998) beschäftigte sich mit dem Unterschied zwischen der Perfusion mit Kochsalzlösung und Pferdeserum. Sie konnten herausstellen, dass die Perfusion mit Serum für zwei Gruppen signifikant höhere Haftkräfte für den adhäsiven Verbund gegenüber einer Perfusion mit Kochsalzlösung erzeugte. Für eine Gruppe ergab sich keine Signifikanz der Werte. Und weil es sogar eine Gruppe gab, die das Gegenteil erklärte, schlossen sie ihre Untersuchung mit der These ab, dass es nicht sicher sei welche Lösung geeigneter sei um In-vivo-Situationen darzustellen.

Eine andere Studie (Nikaido und Burrow, 1995) ermittelte die Unterschiede der Haftkräfte zwischen einer Kochsalzperfusion und einer Rinderserum-Perfusion. Ihre Ergebnisse stellten deutlich dar, dass eine Serumperfusion zu signifikant höheren Haftkräften führt als eine Perfusion mit Kochsalzlösung.

Sie führen diesen Effekt, der auf einer niedrigeren Dentinpermeabilität beruht, auf eine Präzipitation der Serumbestandteile in den Tubuli zurück, welche durch die milden Säuren der Dentinhaftvermittler zustande kommen soll. Schon 1987 (Daculsi et al., 1987) gibt es Erwähnungen, dass es zu einer Präzipitation des demineralisierenden Agens und einer albuminhaltigen Lösung oder den mineralischen, gelösten Bestandteilen in den Dentintubuli komme. Dies führe zu Formationen, die sklerotischem Dentin sehr ähneln.

Wie in den vielen Untersuchungen zu diesem Sachverhalt zu erkennen ist (Prati, 1994; Nikaido und Burrow, 1995; Augustin et al., 1998), sollte sich ein charakteristischer Anstieg der Haftkräfte beim Perfundieren mit einer Serumlösung ergeben. Jedoch beziehen sich all jene Quellen nicht auf humane Serumlösungen.

Eine Untersuchung mit humanem Serum konnte ebenfalls einen Anstieg der Haftkräfte bei Perfusion mit Serum im Gegensatz zu physiologischer Kochsalzlösung aufzeigen (Gernhardt et al., 2005). Die dort verwendete 100%ige Serumlösung erweckte jedoch den Verdacht nicht die zweckmäßige Verdünnung zu haben um in geeigneter Weise durch die Tubuli fließen zu können.

5.4. Quantitative Analyse - Vergleich der Messergebnisse

Bei einer vergleichenden Betrachtung der ermittelten Werte sollte man die beiden Reihen verschiedener Perfusionen getrennt voneinander sehen.

5.4.1. Ergebnisse Reihe N - Kochsalzperfusion

Zunächst sollen die Ergebnisse der Reihe N betrachtet werden. Sie testen gewissermaßen die Qualität der selbstätzenden Adhäsive. Daher sollten sie sich mit den bewährten Systemen der Total-Etch-Technik vergleichen lassen, denn die mittleren Haftkräfte der selbstätzenden Dentinhaftvermittler sind laut Literatur nicht signifikant niedriger als die der üblichen Total-Etch-Systeme (Moll et al., 2002). Die von ihnen ermittelten Werte betragen 22,0 MPa bzw. 22,4 MPa und lassen sich gut mit den Werten der Gruppen N-CPB (18,7 MPa, $\pm 3,25$) und N-XE3 (23,8 MPa, $\pm 3,59$) dieser Untersuchung vergleichen, wobei bemerkt werden sollte, dass sie die signifikant geringsten Werte sind.

Bezüglich des Vergleichs mit herkömmlichen Systemen zeigen Untersuchungen mit Clearfil SE Bond® (Fritz et al., 2001) ähnliche Ergebnisse. Man stellte vor allem fest, dass die Ätzung genauso effektiv sei, wie die Phosphorsäureätzung. Die von ihnen ermittelte mittlere Haftkraft in dieser Gruppe beträgt 24 MPa, wobei die Werte der Gruppe N-CSE mit 28,8 MPa oder auch N-iBO mit 28,6 MPa sogar darüber liegen.

Andere Studien, die zwar die Scherkräfte untersuchten, geben sogar wider, dass die Verwendung von selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern zu höheren Haftkräften führt als die üblichen Total-Etch-Systeme (Oliveira et al., 2003).

Diese These bestätigen Ergebnisse von Carvalho (Carvalho und Turbino, 2005), die in ähnlichen Versuchen Zughaftkräfte selbstätzender Adhäsive von bis zu 39,69, $\pm 7,07$ MPa gewinnen konnten. Betrachtet man anschließend die Gruppe N-FNR, welche signifikant die höchsten Haftwerte dieser Reihe erzielen, liegen die Ergebnisse dieser Untersuchung mit 31,57 MPa durchaus in ähnlichen Bereichen.

So hohe Werte wie eine Erprobung ohne Simulation des intrapulpalen Druckes erreicht, (58.6 MPa (5.8), 41.1 MPa(4.1), 35.8 MPa(6.4)) (Moll et al., 2005) sollten für den Versuchsaufbau dieser Testung, die in jedem Fall die Drucksimulation beinhaltet, nicht erwartet werden. Moll ermittelte in den Gruppen mit Perfusion durchschnittlich 20% geringere Haftkräfte, was dann den ermittelten Werten der Reihe N wiederum nahe kommt.

5.4.2. Ergebnisse Reihe S - Serumperfusion

Verglichen mit den Ergebnissen der Reihe N ergab die Perfusion mit Serumlösung in allen Gruppen einen Anstieg der mittleren Haftkräfte. Dieses Ergebnis war bezüglich früherer Aussagen zu Pferde- und Rinderserum zu erwarten. Die Durchführung erfolgte in dieser

Studie jedoch mit einer humanen Serumlösung, die in ihrer Konzentration dem Dentinliquor sehr ähnlich war.

Damit konnte herausgefunden werden, dass diese Lösung genauso gut dazu eignet zu sein scheint diesen Effekt zu beweisen, wie die anderen proteinhaltigen Lösungen aus früheren Studien.

Der präzipitierende Effekt dieser Lösung und der daraus resultierende Stopp der Permeabilität des Dentins werden niedriger sein als beim Gebrauch reinen Serums.

Gleichwohl ist z.B. das Ergebnis der Gruppe S-iBO im Vergleich zur Gruppe N-iBO, welche Anstiege der Haftkräfte um 62% beinhalten, sehr gut mit Ergebnissen von Prati (Prati, 1994) vergleichbar. Er erzielt in einer vergleichbaren Studie eine Verdoppelung der Haftkräfte.

Die exakte Gegenüberstellung von Werten erzielbarer Haftkräfte ist angesichts der Gestaltung dieser Studie schwer. Die Einbeziehung der Serumperfusion während des Bondingvorganges mit selbststützenden Adhäsiven und die Lokalisation in tiefen Dentinschichten macht es beinahe unmöglich valide vergleichbare Studien und so ermittelte Haftkräfte zu finden.

Die Anstiege der Haftkräfte sind jedoch so eindeutig, dass sie beinahe mit den Ergebnissen von Moll et al. (2005) vergleichbar sind, welche ohne Perfusionssimulation angestellt wurden.

Die Werte der Gruppe S-CSE [39,44 MPa ($\pm 3,44$)], S-FNR [45, 38 MPa($\pm 3,87$)], und S-iBO [46,34MPa($\pm 3,22$)] sind im Durchschnitt gut mit 58.6 MPa(± 5.8), 41.1 MPa(± 4.1) und 35.8 MPa (± 6.4) vergleichbar.

Dieser Vergleich spricht dafür, dass die präzipitierenden Effekte ausreichend sein müssen um die Permeabilität derartig zu vermindern, dass die Dentinoberfläche bezüglich ihrer Verbundeigenschaften scheinbar einer trockenen, nicht perfundierten Oberfläche entspricht. Den Gruppen S-CPB [27,88 MPa ($\pm 3,57$)] und S-XE3 [30,30 MPa ($\pm 3,23$)] scheint diese überragende Leistung an Präzipitation nicht zu gelingen.

5.4.3. Interpretation der Wertigkeit der Ergebnisse

Einflüsse der verschiedenen Produkte

Erklärungen, warum das eine oder andere Material besser oder schlechter war als das andere, sind schwer zu finden, da die Gründe vielfach in der hochspezifischen Chemie der Produkte liegen, die jedoch von den Firmen gerne geheim gehalten wird.

Dennoch lassen sich bezüglich der pH-Werte, der Lösungsmittel und spezieller Zusatzstoffe Unterschiede aufzeigen.

Da ein direkter Kontakt zwischen den Säuren und der Pulpa ermöglicht wird, nahm man früher an, dass dies mäßige bis ernste Pulpreaktionen nach sich ziehen würde (Pashley, 1992). Es ist jedoch wahrscheinlicher, dass dies eher durch Mikroporositäten und Bakterieninvasion zustande kommt.

Derzeitig gilt die Gefahr, die vom Ätzen ausgeht, als wesentlich geringer als früher angenommen. Zum einen sind die mineralischen und kollagenen Bestandteile des Dentins gute Puffer, so dass nur ein kleiner Teil der Anionen die Pulpa überhaupt erreicht, zum anderen können Präzipitate, die beim Herauslösen der Hydroxylapatite entstehen, die Tubuli verschließen. Ergänzend kommt hinzu, dass durch hypertone Ätzungen der Auswärtsstrom verstärkt wird, wodurch ein Penetrieren der Pulpa ohnehin erschwert wird (Manhart, 2002). Das bedeutet im Umkehrschluss, dass die pH-Werte der Adhäsive vielmehr für eine ausreichende Präzipitation, als bezüglich einer Pulpengefährdung von Bedeutung sind.

Zu einer Denaturation, Koagulation, also Ausfällung von Proteinen, kommt es beim Kontakt mit sauren, alkalischen oder organischen Lösungen. Stark saure Adhäsive werden daher eher in der Lage sein diese Präzipitation zu gewährleisten als die neutralen Dentinhaftvermittler können. Es kommt hinzu, dass der pH-Wert mindestens ausreichen sollte um den smear layer zu penetrieren und das Dentin anschließend noch ausreichend zu konditionieren (Tay und Pashley, 2001; Finger und Balkenhol, 2002). Zusätzliche Möglichkeiten der verstärkten Ausbildung eines retentiven Musters bestünden in der genügend langen Einwirkzeit und einem Einreiben der Lösung, um immer frischen Primer an den Ort des Geschehens zu leiten (Manhart, 2002). Durch einen Anstieg der Säurekonzentration und somit niedrigem pH-Wert kann diese Einwirkzeit jedoch verringert werden und es werden trotzdem die gleichen Tiefen wie bei höheren pH-Werten mit längeren Einwirkzeiten erreicht (Tay und Pashley, 2001).

Es könnte der Verdacht aufkommen, dass Futurabond NR[®] und iBond[®] die aggressivsten und die sauersten Dentinhaftvermittler der getesteten fünf Produkte seien. Somit könnten zumindest die signifikant höheren Haftkräfte (S-FNR 45,38 MPa; S-iBO 46,34 MPa) dieser beiden Gruppen ansatzweise erklärt werden.

Eine weitere entscheidende Eigenschaft der Haftvermittler ist das enthaltene Lösungsmittel. Nur das Produkt iBond[®] (Heraeus Kulzer) ist acetonbasierend. Dadurch, dass Aceton flüchtig ist, eliminiert es sich beinahe von allein aus der aufgetragenen Schicht. Alle Adhäsive auf Wasserbasis müssen vor dem Polymerisationsvorgang verblasen werden, damit das Restwasser nicht die Adhäsivschicht verdünnt. Wird dieser Vorgang jedoch zu exzessiv betrieben, ist die verbleibende Schicht nach der

Polymerisation, bei der immer eine Inhibitionsschicht entsteht, zu dünn. Somit könnte die Acetonbasis der Schlüssel für den Erfolg – die hohen Haftwerte – von iBond® in dieser Studie sein.

Das Einfügen von Copolymeren und Zusetzen von Monomeren oder Nanofüllern hat laut Literatur (Maurin et al., 2006; Lee et al., 2006) keinen signifikanten Einfluss auf das Haftverhalten des selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlers.

Gegenstimmen (Boer, 2006; Frankenberger, 2006) behaupten jedoch, dass Nanofüller hilfreich seien um eine gewisse Techniksensibilität zu minimieren, da beim Verblasen keine zu geringen Schichtdicken des Adhäsivs riskiert werden. Dieses Argument könnte für den Erfolg des Produktes Futurabond NR® sprechen.

Die Rangordnung der Produkte wird in ähnlicher Form bestätigt, insofern iBond® auch signifikant höhere Haftkräfte nachgewiesen werden konnten als den anderen getesteten selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern, unter denen sich auch Xeno 3® befand (Brackett et al., 2005).

Weitere Gründe für hohe Werte

Schließlich soll noch der Veränderung des Versuchsaufbaus Beachtung geschenkt werden. Die längere Führung der Applikationshülse in der Kontermutter des Unterteils und die auf einen Millimeter im Durchmesser verkleinerte Auflagefläche des Komposits auf der behandelten Dentinoberfläche wird dazu beigetragen haben, dass die axialen Abrissversuche präziser durchgeführt werden konnten. Durch die längere Führung wird es weniger zu auslenkenden Bewegungen gekommen sein. Eine andere Begründung könnte in der ziemlich kleinen Auflagefläche, an der der Verbund beansprucht wurde, liegen. Durch die Auflagefläche von $0,785 \text{ mm}^2$ wird das Risiko des Verfälschens der gemessenen Werte durch Abscherungen gemindert. Vielmehr stellen die Werte mit einer höheren Wahrscheinlichkeit einen Abriss dar.

Außerdem wird sie den Forderungen minimalinvasiver Füllungstechniken gerecht, denn verheißungsvolle Materialien sollten auch eine extrem kleine und klinisch kaum existente Kavitätenoberfläche adäquat versorgen können.

Vielversprechende Aspekte der selbstätzenden Adhäsive

Ergänzend für die selbstätzenden Dentinadhäsive spricht eine veröffentlichte Stellungnahme (Gregoire et al., 2005), in der alle getesteten selbstätzenden Haftvermittler eine stärkere Reduktion der Dentinpermeabilität im Vergleich zu anderen, konventionellen Dentinhaftvermittlern zur Folge hatten. Diese gestoppte Dentinpermeabilität führt zu einer

besseren Penetration der Monomerteilchen in die konditionierten und demineralisierten Dentinanteile, welche aufgrund der selbststützenden Dentinhaftvermittler ein aufrecht stehendes und nicht kollabiertes Kollagenfasernetz vorfinden.

Durch diese Art makromechanische Verbindung der Monomeranteile mit dem Dentin entsteht ein intensiverer Verbund, welcher sich deutlich im Anstieg der Haftkräfte widerspiegelt.

Unterstützt durch den Versuchsaufbau wird genau diese vorteilige Eigenschaft der selbststützenden Adhäsive verdeutlicht.

Manhart (Manhart, 2002) sieht ebenfalls Vorteile in den selbststützenden Dentinhaftvermittlern. Eine geringere Gefahr der Überätzens und Übertrocknens des Dentins, ein reduzierter Kollaps der Kollagenfasern und eine geringe Techniksensitivität fließen in einer zeitsparenden Applikation zusammen. Diese Vorzüge erfüllen zudem wesentliche Anforderungen, wie z.B. das Wet-Bonding und die Vermeidung eines überextendierten Trocknens der Kavitätenoberfläche, die schon lange an die Adhäsive gestellt werden. Ein extendiertes Trocknen führe eher zum Misserfolg als eine geringe oberflächliche Feuchtigkeit (Moll und Haller, 2000).

Die selbststützenden Dentinhaftvermittler tragen somit zum Gelingen dieser Forderungen bei, welche von den konventionellen Total-Etch-Systemen nur mit höchster Präzision der Verfolgung der Vorschriften durch den Anwender erfüllt werden konnten. Somit sind die Dentinhaftvermittler der 6. und 7. Generation durch ihre vereinfachte Handhabung wesentlich weniger techniksensibel.

Der Einfluss verschiedener Anwender auf die Zugfestigkeitswerte ist schließlich größer und bedeutender als alle chemischen Bedingungen (Moll et al., 2004).

5.5. Qualitative Analyse Frakturanalyse

In der quantitativen Analyse gelang es, jeder Gruppe eine eindeutige mittlere Haftkraft zuzuordnen und eindeutige Anstiege dieser Haftkräfte in den korrespondierenden Gruppen mit Serumlösung zu finden.

In der qualitativen Analyse treten zwar alle drei möglichen Bruchformen auf, jedoch gelingt es nicht einer Gruppe ein einheitliches Frakturmuster nachzuweisen. Eine direkte Korrelation von Zugfestigkeitswerten einzelner Gruppen zu bestimmten Frakturenformen auf den entsprechenden Bildern besteht eindeutig nicht.

Es lassen sich keinerlei sichere Aussagen treffen. Lediglich die Tendenz könnte erkennbar sein, dass Gruppen erhöhter Haftkräfte auch vermehrt Bilder von kohäsiven

Brüchen aufweisen. Dies lässt wiederum darauf schließen, dass die ermittelten Haftkraftwerte nicht das Reißen des Verbundes zwischen Haftvermittler und Dentin darstellen, sondern vielmehr ein Reißen innerhalb der Adhäsivschicht oder im Dentin darstellen. Das würde wiederum bedeuten, dass die Haftkraft der Verbindung tatsächlich stärker sein muss, als das in den betreffenden Gruppen ermittelte Ergebnis.

In Gruppen niedriger quantitativer Ergebnisse zeigen sich häufiger weit geöffnete Tubuli. Das bedeutet zum einen, dass die konditionierende Wirkung dieser Adhäsive gut funktioniert und mit denen der Total-Etch-Systeme vergleichbar ist, zum anderen spricht es aber auch dafür, dass die ermittelten Haftkräfte wirklich das Versagen des Verbundes zwischen Dentin und Haftvermittler darstellt. Das würde in vivo zu einer postoperativen Sensibilität führen.

Im Gegensatz dazu konnte in Gruppen mit höheren Haftkräften öfter beobachtet werden, dass die Hybridschicht intakt blieb. Daraus ließe sich vermuten, dass die Verstopfung der Dentintubuli auch noch nach Randundichtigkeiten der Restaurationen bestehen bliebe. Allerdings wären dadurch nicht zweifelsfrei geringere postoperative Sensibilitäten nach Anwendung dieser Produkte erklärbar.

In rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen ist feststellbar (Chersoni et al., 2004), dass Dentinadhäsive nach dem Verbund mit dem Dentin immer semipermeable Membranen darstellen und somit auch immer ein Undichtigkeitsrisiko bestehen bleibt.

Somit muss von dieser Vermutung Abstand genommen werden.

Des Weiteren bestätigen die Aufnahmen die Vermutung, dass es im Falle der Serumperfusion in den oberen Anteilen der Dentinkanälchen zu Präzipitationen kommt. Sie stellen sich nach adhäsiven Brüchen also nicht so weit geöffnet dar wie die Proben der Reihe N, sondern scheinen vielmehr verengt oder beinahe verschlossen.

Zusätzlich ist erkennbar, dass sich die Tubuliquerschnitte in den Gruppen der Serumperfusion unround verändern. Es findet trotz dessen eine milde Demineralisation in stets eröffneten Dentintubuli statt.

6. Schlussfolgerungen und Perspektiven

Obwohl sich schon viele Studien mit der Untersuchung von Haftkräften dentaler Werkstoffe am Zahn beschäftigt haben, sind dies meistens In-vitro-Studien unterschiedlichen Designs.

In-vitro-Testungen sollten möglichst viele Eigenschaften der Situation des Zahnes in der Mundhöhle mit übernehmen und betrachten. Nur so ist es annähernd möglich, die gewonnenen Fakten auch auf die Anwendung in vivo zu übernehmen.

Die Entscheidung zur Durchführung einer aufwändigen In-vivo-Studie ließe sich ebenfalls präziser fällen, wenn die Materialien vorher in besseren In-vitro-Studien getestet würden. Die ethisch bedenklichen Ansätze einer jeden In-vivo-Studie könnten dadurch vermindert werden.

In der vorliegenden Studie wird dies mit der Wahl von tiefen Dentinschichten und der Simulation einer Perfusion des Dentins erreicht.

Trotz dieser schwierigen, aber nun einmal existierenden Umstände, konnten bei deren Simulation genügend hohe Haftwerte für die erprobten Dentinadhäsive ermittelt werden.

Dies gelingt insbesondere den Produkten Futurabond NR[®] und iBond[®] mit signifikant höheren Haftkräften.

Der Einsatz von Serumlösung als Perfusionsmedium scheint dazu geeignet zu sein, klinische Situationen in In-vitro-Untersuchungen noch deutlicher darzustellen. Und mit der Einschränkung einer In-vitro-Untersuchung kann sogar geschlussfolgert werden, dass der Gebrauch einer 20%igen Serumlösung zu signifikant höheren Haftwerten führt als das einer physiologischen Kochsalzlösung gelingt.

Die Erhöhung der Werte bei der Serumperfusion und somit die Annäherung an klinische Resultate spricht ebenfalls dafür auch diesen Parameter mit in zukünftige In-vitro-Versuche einzubauen.

Mit Bedacht auf etwas geringere Haftwerte bleibt aber auch die physiologische Kochsalzlösung ein geeignetes Perfusionsmedium.

Die früher vermutete Tendenz, dass selbstkonditionierende Dentinhaftvermittler den konventionellen Systemen ebenbürtig sind, kann wiederum nur bestätigt werden. Die Verbundqualitäten sind adäquat. Sie sind Ihnen sogar bezüglich der Forderung einer Vereinfachung der Anwendung und der geringeren Techniksensitivität überlegen.

Die rasterelektronenmikroskopisch gestützte qualitative Analyse der Proben unterstützt die Aussagen, die aus den quantitativen Analysen klar gewonnen werden konnten. Sie unterlegt die Angaben von Herstellern im Hinblick auf beschriebene Eigenschaften der Materialien. Es finden ein struktureller Umbau und eine Demineralisation der Eingänge der Dentintubuli und auch des peritubulären Dentins statt, welche von entscheidender Wichtigkeit für die Funktionalität der Dentinhaftvermittler ist.

Die höheren Werte dieser Untersuchung im Vergleich zu ähnlichen Untersuchungen könnten zu einem geringeren Teil auch auf verschiedene Veränderungen des Versuchsaufbaus zurückzuführen sein.

All diese Feststellungen sollten durch ergänzende Studien oder In-vivo-Untersuchungen untermauert werden.

7. Zusammenfassung

Die Ermittlung der Zughafkraft verschiedener selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler war Mittelpunkt der vorliegenden Untersuchung. Ein zweiter Kernpunkt war es die In-vitro-Testungen mit Perfusion zu präzisieren, indem der Einfluss der Perfusionsmedien untersucht wurde.

Aus 150 kariesfreien, menschlichen Zähnen wurden Dentinscheiben aus den zentralen Anteilen des Zahnes gewonnen, welche ein intaktes Pulpdach besaßen. Sie wurden in eine spezielle Apparatur eingebaut, die die Simulation eines intrapulpalen Druckes ermöglichte. Je nach Reihe wurden die Drucksimulation und Perfusion mit Kochsalzlösung (Reihe N) oder einer 20%igen Serumlösung (Reihe S) durchgeführt.

Während des Auftrags der Dentinhaftvermittler lag stets ein Perfusionsdruck von 30 cm H₂O an.

Zur ergänzenden, qualitativen Beurteilung der ermittelten Zughafkräfte wurden rasterelektronische Aufnahmen zur Frakturanalyse angefertigt.

Die Zugversuche wurden zehn Minuten nach der Verarbeitung mit der Universalprüfmaschine Zwick005 durchgeführt. Es erfolgte eine Einteilung in zwei Reihen mit jeweils fünf Gruppen. Die fünf Gruppen beinhalteten in Reihe N und S jeweils die gleichen Dentinhaftvermittler (Clearfil SE Bond[®], Clearfil Protect Bond[®], Xeno 3[®], Futurabond NR[®], iBond[®]). In Reihe N war der signifikant höchste Mittelwert der Haftkräfte 31,57 MPa und wurde von Futurabond NR[®] (VOCO) erreicht. Die signifikant höchsten Werte der Reihe S errangen die Produkte Futurabond NR[®] (VOCO) mit 45,38 MPa und iBond[®] (Heraeus Kulzer) mit 46,38 MPa.

Die Werte der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler entsprechen in vollem Umfang denen der konventionellen Total-Etch-Systeme.

Die ermittelten Daten ergaben jeweils signifikant erhöhte Haftkräfte für die Gruppen der Reihe S im Vergleich zur Reihe N.

Die Erklärung für diesen Effekt scheint in einer Präzipitation in den Dentintubuli zu liegen, welche durch den Kontakt der Proteine der Serumlösung und den sauren Bestandteilen der Adhäsive zustande kommt. Durch jenen Effekt wird die Dentinpermeabilität im Zuge des Auftrags der Haftvermittler limitiert und führt so zu besseren Haftkräften.

Dies lässt die Vermutung zu, dass die Haftkräfte, gerade der neuen Generation von Dentinhaftvermittlern, in vivo zu wesentlich höheren Werten neigen, als das in vielen Studien, welche lediglich eine einfache Kochsalzperfusion simulieren, der Fall ist.

Die Frakturanalyse konnte für die Interpretation der Ergebnisse unterstützend herangezogen werden. Sie bestätigt manche mikromechanische Verdachtsmomente und die durch Präzipitation verengten Tubulieingänge.

Diese guten Ergebnisse in der Haftkraft einerseits und die eindeutig geringere Techniksensitivität andererseits könnten für die selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler dazu führen, dass sie, nach entsprechender Testung in vivo, vermehrt zur Anwendung in der Praxis kommen und dort zu einer gesteigerten Durchsetzung der adhäsiven Füllungstechniken führt.

8. Literaturverzeichnis

- 1) Augustin C, Paul SJ, Luthy H, Scharer P: Perfusing dentine with horse serum or physiologic saline: its effect on adhesion of dentine bonding agents. *J Oral Rehabil* 25 (1998) 596-602
- 2) Baume LJ: The biology of pulp and dentin. A historic, terminologic- taxonomic, histologic-biochemical, embryonic and clinical survey. *Monogr Oral Sci* 8 (1980) 1-220
- 3) Bergenholtz G, Reit C: Reaction of dental pulp to microbial provocation of calcium hydroxide treated dentin. *Scand J Dent Res* 88 (1980) 187-192
- 4) Blunck U, Pohl M, Dieker A: Time of extraction and cavity position in in-vitro tests of dentin adhesives. *Dtsch Zahnarztl Z* 45 (1990) 639-642
- 5) Boer WM: Interessante neue Indikationen für selbstkonditionierende Adhäsive aus der Sicht eines niedergelassenen Zahnarztes. *Die Quintessenz* 57 (2006) 507-510
- 6) Bowen RL: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. I. Method of determining bond strength. *J Dent Res* 44 (1965) 690-695
- 7) Brackett WW, Ito S, Tay FR, Haisch LD, Pashley DH: Microtensile dentin bond strength of self-etching resins: effect of a hydrophobic layer. *Oper Dent* 30 (2005) 733-738
- 8) Braennstroem M: Smear layer: pathological treatment considerations. *Oper Dent* 3 (1984) 35-42
- 9) Braennstroem M: The cause of postoperative sensitivity and its prevention. *J Endodon* 12 (1986) 475
- 10) Buddecke E: *Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin*. 2.Aufl., de Gruyter, Berlin, New York, 1981
- 11) Buonocore M: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 (1955) 849-853
- 12) Burke FJ, McCaughey AD: The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 8 (1995) 88-92
- 13) Carvalho AP, Turbino ML: Analysis of the microtensile bond strength to enamel of two adhesive systems polymerized by halogen light or LED. *Pesqui Odontol Bras* 19 (2005) 307-311
- 14) Causton BE: Improved bonding of composite restorative to dentine. A study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br Dent J* 136 (1984) 93-95

- 15) Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, Huang C, Prati C, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR: In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 83 (2004) 459-464
- 16) Christensen GJ: Self-etching primers are here. *J Am Dent Assoc* 132 (2001) 1041-1043
- 17) Coffey CT, Ingram MJ, Bjorndal AM: Analysis of human dentinal fluid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 30 (1970) 835-837
- 18) Daculsi G, LeGeros RZ, Jean A, Kerebel B: Possible physico-chemical processes in human dentin caries. *J Dent Res* 66 (1987) 1356–1359
- 19) Dammaschke T, Schäfer E: Selbstkonditionierende Dentinadhäsive ohne Abspülen: Eine neue Generation von Dentinhaftvermittlern. Teil 1. *ZWR* 109 (2000) 30-34
- 20) Del Nero MO, de la Macorra JC: Sealing and dentin bond strengths of adhesive systems. *Oper Dent* 24 (1999) 194-202
- 21) Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM: Morphology and permeability of dentinal smear layer. *J Prost Dent* 52 (1984) 657-662
- 22) Erickson RL: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 5 (1992) 81-94
- 23) Ernst CP: Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *Magazin für Zahnheilkunde. Management & Kultur* 5 (2001) 254-269
- 24) Ernst CP, Schmitt U, Rippin G, Victor A, Willershausen B: Evaluation eines Feldtests zur klinischen Anwendung des selbstkonditionierenden Adhäsivs Prompt L-Pop II. *dental-praxis* 3/4 (2004) 95-104
- 25) Escribano N, Del-Nero O, de la Macorra JC: Sealing and dentin bond strength of adhesive systems in selected areas of perfused teeth. *Dent Mater* 2 (2001) 149-155
- 26) Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F: Bonding mechanism of three "one-bottle" systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 5 (1997) 224-230
- 27) Finger WJ, Balkenhol M: Comparative in vitro evaluation of self-etching primer adhesives. *J Dent Res* 81 (2002) 307
- 28) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25 (2000) 324-330
- 29) Frankenberger R: Bonding 2006 – Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Die Quintessenz* 57 (2006) 485-495

- 30) Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ: Self-etching primers-an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthod* 62 (2001) 238-245
- 31) Fusajama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 58 (1979) 1364-1370
- 32) Garberoglio R, Braennstroem M: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Archs Oral Biol* 21 (1976) 355 –362
- 33) Gernhardt CR, Schaller HG, Kielbassa AM: The influence of human plasma used for dentin perfusion on tensile bond strength of different light-curing materials. *Am J Dent* 18 (2005) 318-322
- 34) Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH: The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 4 (2001) 315-324
- 35) Gleixner H, Frankenberger R, Grützner AE, Boer WM: Adhäsivtechnik in der direkten Füllungstherapie – Expertenzirkel um Dr. Pecanov-Schröder. *DentalMagazin* 2 (2006) 14-40
- 36) Gregoire G, Guignes P, Millas A: Effect of self-etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. *J Prosth Dent* 1 (2005) 56-63
- 37) Haller B, Klaiber B: Mikromorphologie unfinierter und finierter Schmelz- und Dentinflächen nach unterschiedlicher Vorbehandlung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 98 (1988) 1078-1084
- 38) Haller B: Untersuchungen zum Mechanismus und zur Wirksamkeit von Komposit-Dentinhaftmitteln. *Med Habil Würzburg* (1992)
- 39) Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 (1993) 191-197
- 40) Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 750-759
- 41) Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. Urban und Fischer Verlag, München, Jena, 1999, S. 218-221
- 42) Heymann HO, Bayne SC: Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J Am Dent Assoc* 124 (1993) 26-36
- 43) Hickel R: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 52 (1997) 572-585
- 44) Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3 (2001) 237-245
- 45) Jones IL, Leaver AG: Studies on the minor components of the organic matrix of human dentin. *Arch Oral Biol* 19 (1974) 371-380

- 46) Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE, Eick JD: Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand* 39 (1981) 47-53
- 47) Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N: Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17 (2001) 122-126
- 48) Kramer IRH, McLean JW: Alterations in staining reactions of dentin resulting from constituent of a new self-polymerizing dentin. *Br Dent J* 92 (1952) 150-153
- 49) Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 131 (2000) Suppl: 20-25
- 50) Lamprechts P, van Meerbeek B, Perdigao J, van Herle G: Adhesives: dos and don'ts. In: Roulet JF: (Ed): *Adhesion: The silent revolution in dentistry*. Quintessence Publishing, 2000, S. 153-164
- 51) Lee YK, Pinzon LM, O'Keefe KL, Powers JM: Effect of filler addition on the bonding parameters of dentin bonding adhesives bonded to human dentin. *Am J Dent* 19 (2006) 23-27
- 52) Linde A: Dentin: structure, chemistry and formation. In: Thylstryp A, Leach SA, Quist V (Hrsg): *Dentine and dentin reactions in the oral cavity*. IRL Press LTD, Oxford (1987) 17-26
- 53) Lutz F, Imfeld T, Schneider P: Extended fissure sealing – a review for the dental practitioner. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 89 (1979) 40-49
- 54) Lutz F, Krejci I, Imfeld T, Elzer A: Hydrodynamisches Verhalten der Dentin-Tubulus-Flüssigkeit unter okklusaler Belastung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101 (1991) 24-30
- 55) Lutz F, Krejci I, Schüpbach P: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103 (1993) 537- 549
- 56) Maita E, Simpson MD, Tao L, Pashley DH: Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Arch Oral Biol* 36 (1991) 103-110
- 57) Manhart J: Selbstkonditionierende Adhäsivsysteme - Interessante Perspektiven. *BZB (Bayerisches Zahnärzteblatt, BLZK&KZVB)* 7(2002) 22-24
- 58) Maniatopoulos C, Smith DC: A scanning electron microscopic study of the odontoblast process in human coronal dentine. *Arch Oral Biol* 28 (1983) 701-710
- 59) Marshall GW: Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence Int* 24 (1993) 606-617
- 60) Martens P: Human dentinogenesis with spezial regard to the formation of peritubular crown dentine and zones in fetal and unabraded permanent teeth. A morphologic, microradiographic and histochemic study. *Odontol Tidskr* 76 (1968) 5-330

- 61) Masuhara E, Kojima K, Kimura T: Studies on dental self-curing resins. Effect of an alkylboran on the polymerisation of methacrylate with a benzyl-peroxid. *Rep Inst Dent Mater* 2 (1962) 368-374
- 62) Maurin JC, Lagneau C, Durand M, Lissac M, Seux D: Tensile and shear bond strength evaluation of a total-etch three-step and two self-etching one-step dentin bonding systems. *J Adhes Dent* 8 (2006) 27-30
- 63) Mjör IA: Microradiography of human coronal dentine. *Arch Oral Biol* 11 (1966) 225-234
- 64) Moll K, Haller B: Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine. *J Oral Rehabil* 27 (2000) 150-165
- 65) Moll K, Park HJ, Haller B: Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent* 4 (2002) 171-180
- 66) Moll K, Fritzenschaft A, Haller B: In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int* 35 (2004) 845-852
- 67) Moll K, Park HJ, Haller B: Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. *Am J Dent* 18 (2005) 335-339
- 68) Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E: Dentine polymer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent Res* 64 (1985) 1409-1411
- 69) Nakabayashi N, Masuhara E: Development of adhesive pit and fissure sealants using MMA resin initiated by Tri-n-butyl borane derivat. *J Biomed Mater Res* 16 (1978) 149-156
- 70) Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M: Identification of a resin dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 23 (1992) 135-141
- 71) Nakabayashi N, Takarada K: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8 (1992) 125-130
- 72) Nicholson JW: Biological considerations. In: Summit JB, Robins JW, Schwartz RS, dos Santo J (Eds): *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach.* Quintessence Publishing Co, Chicago, 2001, S. 1-25
- 73) Nikaido T, Burrow MF: Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 26 (1995) 221-226
- 74) Olgart L, Braennstroem M, Johnson G: Invasion of bacteria into dentinal tubules. Experiments in vivo and in vitro. *Acta Odontol Scand* 32 (1974) 61-70
- 75) Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW : The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19 (2003) 758-767

- 76) Özok AR, Wu MK, Ten Cate JM, Wesselink PR: Effect of dentinal fluid composition on dentin demineralization in vitro. *J Dent Res* 83 (2004a) 849-853
- 77) Özok AR, Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR: Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater* 20 (2004b) 479-486
- 78) Ozer F, Sengun A, Ozturk B, Say EC, Tagami J: Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent* 7 (2005) 289-295
- 79) Pashley DH, Nelson R, Williams EC, Kepler EE: Use of dentin-fluid concentrations to measure pulp capillary reflection coefficients in dogs. *Arch Oral Biol* 26 (1981a) 703-706
- 80) Pashley DH, Nelson R, Pashley EL: In vivo fluid movement across dentine in the dog. *Arch Oral Biol* 26 (1981b) 707-710
- 81) Pashley, DH: Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent* 9 (1984) 13-29
- 82) Pashley DH: Dentin permeability, dentin sensitivity, and treatment through tubule occlusion. *J Endod* 12 (1986) 465-474
- 83) Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA: Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol* 33 (1988) 265-270
- 84) Pashley DH: Dentin: A dynamic substrat- a review. *Scanning Microscopy* 3 (1989) 161-176
- 85) Pashley DH: Clinical considerations of microleakage. *J Endod* 16 (1990) 70-77
- 86) Pashley DH: The clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 6 (1991) 777-781
- 87) Pashley DH: The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 17 (1992) 229-242
- 88) Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24 (1993) 618-631
- 89) Pashley DH, Tay FR: Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 17 (2001) 430-444
- 90) Paul SJ, Schärer P: The shear strength of dentin-bonding agents under intrapulpal pressure and temperature change. An in vitro study. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103 (1993) 709-714
- 91) Prati C, Pashley DH, Montanari G: Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 7 (1991) 401-407
- 92) Prati C: What is the clinical relevance of in vitro dentine permeability tests? *J Dent* 22 (1994) 83-88

- 93) Rowles SL: Chemistry of the mineral phase of dentin. In: Miles AEW (Hrsg): Structural and chemical organization of the teeth. Academic press, New York, 1967, S. 201-246
- 94) Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M: Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 7 (2005) 297-302
- 95) Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B: Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 830-833
- 96) Schaller HG: Schmelz- und Dentinhaftung. Geschichtliche Entwicklung, Wirkmechanismen und klinische Anwendung. *Dtsch Zahnärztl Z* 6 (1999) 54-60
- 97) Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K: Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod* 27 (2001) 23-30
- 98) Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie*. 3. Aufl., Thieme, Stuttgart, 1987
- 99) Smillie AC: The chemistry of the organic phase of teeth. In: Zipkin I (Ed): *Biological Mineralization*. Wiley, New York, London, 1973, S. 139-145
- 100) Stenvik A, Iversen J, Mjör JA: Tissue pressure and histology of normal and inflamed tooth pulps in Macaque monkeys. *Arch Oral Biol* 17 (1972) 1501-1511
- 101) Suh BI, Schiltz MY: Effects of pH of single-bottle adhesive on shear bond strength. *J Dent Res* 80 (SI): 50 (2001), Nr.114
- 102) Sung EC, Tai ET, Chen T, Caputo AA: Effect of irrigation solutions on dentin bonding agents and restorative shear bond strength. *J Prosthet Dent* 87 (2002) 628-632
- 103) Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H: Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 7 (1991) 240-246
- 104) Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S: Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 8 (1993) 136-138
- 105) Tay FR, Pashley DH: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17 (2001) 296-308
- 106) Ten Cate AR: *Oral Histology: Development, Structure and Function*, 2.ed., Mosby, St. Louis, 1985
- 107) Turner DF, Marfurt CF, Sattelberg C: Demonstration of physiologic barrier between pulpal odontoblasts and its perturbation following routine restorative procedures: a horseradish peroxidase tracing study in the rat. *J Dent Res* 68 (1989) 1262-1268

- 108) van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Morphological aspects of the resin-dentin interfusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71 (1992) 1530-1540
- 109) van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 977-984
- 110) van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G: Enamel and dentin adhesion. In: Summit JB, Robins JW, Schwartz RS, dos Santo J. (Eds): *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Quintessence Publishing Co, Chicago, 2001, S. 178-235
- 111) Vojinovic O, Nyborg H, Braennstroem M: Acid treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. *J Dent Res* 52 (1973) 1189-1193
- 112) Weatherell AJ, Robinson C: The inorganic composition of teeth. In: Zipkin I (Ed): *Biological Mineralization*. Wiley, New York, London, 1973, S. 43-74
- 113) Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, Takigawa T, Kuroda T, Miyazaki M: Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci* 48 (2006) 21-26

9. Thesen

- 1.) Der Einsatz von zahnfarbenen Füllungsmaterialien mittels adhäsiver Techniken ist eine sich ständig weiter verbreitende Therapiemethode der Zahnheilkunde.
- 2.) Die in der Zahnheilkunde verwendeten Komposite unterliegen stets einer Polymerisationsschrumpfung und erzeugen bei Verwendung als Füllungswerkstoff einen Randspalt.
- 3.) Die limitierendsten Faktoren für den Verbund zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Komposit sind die Schmierschichtbildung und die Dentinpermeabilität, welche unweigerlich bei der Bearbeitung bzw. Präparation einer Zahnkavität auftreten.
- 4.) Die Bedeutung der Dentinhaftvermittler liegt in der Vermeidung der Randspaltbildung und in der Rolle eines amphiphilen Bindeglieds zur Überwindung der Barriere des hydrophilen Dentins für das Komposit.
- 4.) Zahnmedizinische Werkstoffe, welche in vitalem Gewebe inkorporiert werden, werden vor der In-vivo-Testung zunächst in In-vitro-Versuchen getestet.
- 5.) Die In-vitro-Testung sollte stets möglichst viele Faktoren des Lebenden simulieren.
- 6.) Die Zusammensetzung des Dentinliquors entspricht bezüglich der Perfusion mehr einer 20%igen Serumlösung, als einer isotonischen Kochsalzlösung.
- 7.) Die Anwendung von selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern führt in jedem Fall zu einem haftenden Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv.
- 8.) Die Anwendung von selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern führt in dieser In-vitro-Erprobung bezüglich zu herkömmlichen Dentinhaftvermittlergruppen mit beiden Perfusionsmedien zu adäquaten Haftwerten. Dies sind ermutigende Ergebnisse diese neue Klasse der Dentinhaftvermittler zunächst in vivo zu testen und zunehmend auch mehr in der Praxis anzuwenden.
- 9.) Die mittleren Haftkräfte von selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern liegen im Minimum bei 18,7 MPa und im Maximum bei 31,57 MPa, bei einer Perfusion mit isotonischer Kochsalzlösung.

10.) Bei einer Perfusion mit 20%iger Serumlösung liegen die mittleren Haftkräfte von selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlern im Minimum bei 27,88 MPa und im Maximum bei 46,34 MPa.

11.) Erfolgt die Perfusion der Dentinscheiben während des Auftrags der Dentinhaftvermittler mit einer Serumlösung, führt dies zu signifikant höheren Haftkräften als bei einer Perfusion mit reinen Elektrolytlösungen

12.) Die großen Unterschiede zwischen den einzelnen Produkten ließen sich sicherlich auf die chemische Zusammensetzung zurückführen. Diese werden aber von den Herstellern im Einzelnen nicht bekannt gegeben.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Katrin Beckmann (geb. Fechner)
Geburtsdatum: 06.08.1981
Geburtsort: Schönebeck
Familienstand: verheiratet, 1 Sohn
Nationalität: deutsch

Schulbildung:

9/1988 – 7/1992 Karl-Liebknecht Grundschule, Schönebeck
9/1992 – 7/2000 Gymnasium im Malzmühlenfeld, Schönebeck
07.07.2000 Allgemeine Hochschulreife

Hochschulbildung:

10/2000 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
10/2001 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/2003 Zahnärztliche Vorprüfung
10/2005 Staatsexamen
11/2005 Approbation als Zahnärztin

Berufstätigkeit:

Seit 01/2006 Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis
Dipl.-Stom. Rolf-Jens Kühne, Blönsdorf - Lutherstadt
Wittenberg

Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der von mir angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Jüterbog, 2007

Katrin Fechner

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass ich keine früheren Promotionsversuche unternommen habe. Weder diese noch eine andere Dissertation wurde von mir im Inland oder Ausland einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Jüterbog, 2007

Katrin Fechner

Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit

- 1.) Gernhardt CR, Fechner K, Schaller HG:
Microtensile Bond Strength of Four Self-conditioning Dentin Adhesives
83rd General Session & Exhibition of the IADR/AADR/CADR, Baltimore, United States
Int Poster J Dent Oral Med 2006, Vol 8 No 01, Poster 300
- 2.) Fechner K, Gernhardt CR, Schmelz M
Dentinhaftung auf Dauer-Beurteilung selbstätzender Dentinhaftvermittlersysteme
Dentalmagazin 2006, 1, S.104-106
- 3.) Gernhardt CR, Fechner K, Bekes K, Schaller HG:
The Influence of human plasma used for in vitro dentin perfusion on microtensile bond strength of 5 self-conditioning dentin adhesives
Quintessence International, June 2006, Vol 37, Issue 6

Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. H.G. Schaller recht herzlich für die Überlassung dieses interessanten Themas und die Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit danken.

Ein ebenfalls großer Dank geht an Frau Dr. K. Bekes für Ihre vielseitige Unterstützung, sowie an Herrn Dr. Ch. Gernhardt für seine ständige Hilfe, Beratung und Motivation bezüglich dieser Arbeit.

Mein Dank gilt auch Dr. med. habil. Tischendorf und Dr. med. Büchner für die Unterstützung bei der Bereitstellung des Versuchsmaterials.

Zuletzt soll auch noch ein großer Dank an alle Freunde und Verwandte für jegliche moralische Unterstützung gehen.

Vielen Dank