

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

**Quantitative und qualitative Untersuchungen verschiedener  
Adhäsivsysteme an humanem Wurzelentin - eine In-vitro Studie**

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

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

von Juliane Katharina Feldmann  
geboren am 04.10.1983 in Schönebeck/Elbe

Betreuer: PD Dr. med. dent. habil. C.R. Gernhardt

Gutachter: 1. PD Dr. med. dent. habil. C.R. Gernhardt  
2. Prof. Dr. med. dent. J.M. Setz (Halle/S.)  
3. Prof. Dr. med. dent. K.-T. Wrbas (Freiburg im Breisgau)

verteidigt am: 29.02.2012

Meinen Eltern

## Referat

In der restaurativen Füllungstherapie stellt der Verbund zwischen hydrophilem Dentin und hydrophoben Kompositen nach wie vor den limitierenden Faktor dar und ist Fokus vieler Untersuchungen. Über das Verhalten des Wurzelentins ist bisher jedoch wenig bekannt. Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung der Zughaftkräfte drei verschiedener Adhäsivsysteme und eines adhäsiven Sealers am Wurzelent in Abhängigkeit von der Lokalisation. Für diese Studie wurden 90 humane, kariesfreie Oberkieferfrontzähne verwendet. Unter standardisierten Bedingungen erfolgte die Herstellung der Dentinproben, die Zuordnung zum koronalen, mittleren und apikalen Wurzeltrittel sowie die randomisierte Verteilung von jeweils 10 Proben auf die vier verschiedenen Adhäsivsysteme, bei denen es sich um Syntac<sup>®</sup>, Panavia<sup>™</sup> F 2.0, RealSeal<sup>™</sup> und Futurabond NR handelte. Mit Hilfe einer Zwick- Prüfmaschine wurden im axialen Zugversuch, 15 bzw. 30 Minuten nach Verarbeitung der Haftvermittler, die Haftwerte der Adhäsivsysteme ermittelt. An allen Wurzelabschnitten konnten Haftkräfte gemessen werden, es zeigte sich jedoch eine abnehmende Tendenz von koronal nach apikal. Für Syntac<sup>®</sup> ergaben sich am koronalen und mittleren Drittel die höchsten Abzugskräfte, von mittelwertig 15,62 MPa ( $\pm 3,55$ ) beziehungsweise 10,66 MPa ( $\pm 2,74$ ). Mit Futurabond NR konnten im apikalen Bereich mit 8,38 MPa ( $\pm 2,27$ ) die höchsten Haftkräfte gemessen werden. Allerdings erzielte Futurabond NR auch am koronalen und mittleren Wurzelabschnitt ähnlich gute Haftkräfte wie Syntac<sup>®</sup>. Die geringsten Abzugskräfte an allen Wurzelabschnitten ergaben sich bei der Verwendung des adhäsiven Sealers von RealSeal<sup>™</sup>. Koronal wurde eine mittlere Abzugskraft von 8,01 MPa ( $\pm 5,49$ ), am mittleren Drittel ein Durchschnittswert von 6,78 MPa ( $\pm 3,71$ ) gemessen. Im apikalen Bereich resultierten Haftkräfte von 3,74 MPa ( $\pm 0,92$ ). Panavia<sup>™</sup> F 2.0 ergab durchschnittlich gute Werte an allen Wurzelbereichen, die zwischen 12,63 MPa ( $\pm 2,71$ ) für den koronalen und 4,82 MPa ( $\pm 1,67$ ) für den apikalen Bereich lagen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung verdeutlichen, dass am Wurzelent in adhäsive Verbindungen möglich sind, die jedoch unterhalb vergleichbarer Haftkräfte am Kronentent in liegen. Die klinische Übertragbarkeit ist dahingehend limitiert, da es sich bei Syntac<sup>®</sup> und Futurabond NR um rein lighthärtende Materialien handelt, die im Wurzelkanal keine Anwendung finden. Weiterführende Untersuchungen sollten sich mit der Verwendung dualhärtender Systeme am Wurzelent in auseinandersetzen.

Feldmann, Juliane: Qualitative und quantitative Untersuchung verschiedener Adhäsivsysteme an humanem Wurzelent in - eine In-vitro Studie. Halle, Univ., Diss., 71 Seiten, 2011

## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Morphologie des Kronen- und Wurzelodontins	2
1.2	Komposite	4
1.2.1	Zusammensetzung	4
1.2.2	Einteilung	5
1.3	Dentin- Komposit- Verbund	7
1.3.1	Schmierschicht	7
1.3.2	Dentinhaftvermittler	8
1.3.3	Dentinhaftmechanismen	10
1.3.4	Klassifikation der Adhäsivsysteme	11
1.4	Anwendungsmöglichkeiten der Komposite	12
1.4.1	Adhäsive Wurzelfüllmaterialien	13
<b>2.</b>	<b>Ziel der Untersuchung</b>	<b>16</b>
<b>3.</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>17</b>
3.1	Material	17
3.1.1	Versuchszähne	17
3.1.2	Dentinhaftvermittlersysteme	17
3.1.3	Kompositmaterial	18
3.2	Methoden	18
3.2.1	Herstellung der Dentinproben	18
3.2.2	Versuchsanordnung	19
3.2.3	Verarbeitung der Adhäsivsysteme	20
3.2.4	Versuchsgruppeneinteilung	22
3.2.5	Quantitative Analyse	23
3.2.6	Qualitative Analyse	23
3.2.7	Statistische Auswertung	24
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>25</b>
4.1	Quantitative Analyse	25
4.2	Statistische Auswertung	29
4.3	Qualitative Analyse	31
4.3.1	Frakturanalyse	31

<b>5.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>45</b>
5.1	Material und Methode	45
5.1.1	Versuchszähne	45
5.1.2	Herstellung der Dentinproben	45
5.1.3	Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung	46
5.2	Diskussion der Ergebnisse	48
5.2.1	Quantitative Analyse	48
5.2.2	Qualitative Analyse	54
<b>6.</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>55</b>
<b>7.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>56</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>58</b>
<b>9.</b>	<b>Thesen</b>	<b>70</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Bis- GMA	Bisphenol- A- Glycidyl- Methacrylat
°C	Grad Celsius
D	Deutschland
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
EGDMA	Ethylen- Glycol- Dimethacrylat
et al.	et alii
Fa.	Firma
FL	Fürstentum Liechtenstein
Gew%	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
kV	Kilovolt
MDP	10- Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat
MPa	Mega Pascal
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
min	Minute
mW	Milliwatt
N	Newton
nm	Nanometer
NPGGMA	N- Phenylglycin- Glycidylmethacrylat
PEGDMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylen- Glycol- Dimethacrylat
U	Umdrehung
UDMA	Urethandimethacrylat
USA	United States of America
Vol%	Volumenprozent

## 1. EINLEITUNG

Aus der modernen restaurativen Zahnheilkunde sind zahnfarbene, plastische Füllwerkstoffe nicht mehr wegzudenken. Im klinischen Alltag steigt die Nachfrage der Patienten nach ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen. Aus diesem Grund wird die Entwicklung und Verbesserung der zahnfarbenen, plastischen Materialien stetig vorangetrieben. Um die Werkstoffe, trotz auftretender Polymerisationsschrumpfung, an den Zahnhartsubstanzen dauerhaft zu befestigen, bedarf es einer adhäsiven Verbindung. Die Voraussetzung für den Verbund zwischen hydrophiler Zahnhartsubstanz und hydrophobem Komposit ist ein Haftvermittler. Dabei sind die Anforderungen an dieses Bondingmaterial klar definiert. Mit praktikablem Aufwand sollen einerseits hohe Haftwerte erzielt werden und andererseits muss eine Langzeitstabilität gewährleistet sein. Die Qualität und die Haltbarkeit der Restaurationen sind somit von deren Verbund zur Zahnhartsubstanz und von der Randqualität abhängig.

Aufgrund der vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten von Kompositen, beispielsweise als Füllungs- und Befestigungsmaterial oder für adhäsive Wurzelfüllungen, sind auf dem Dentalmarkt, seit Einführung der Adhäsivtechnik vor mehr als vierzig Jahren, eine Vielzahl von Haftverbundsystemen verfügbar. Das Angebot reicht von techniksensitiven Mehrflaschen-Produkten bis hin zu modernsten Einflaschen-Systemen.

In zahlreichen Studien wurden diverse Adhäsivsysteme am Kronendentin getestet. Im Zuge der Weiterentwicklung richtete sich der Fokus auch auf die Anwendung der plastischen Füllungsmaterialien im Wurzelkanal. Die Adhäsion im Wurzelkanal gewann zunehmend an Bedeutung. So haben sich in den letzten Jahren adhäsive Materialien beispielsweise für die Befestigung von Wurzelkanalstiften oder Aufbauten etabliert. Bisher gibt es jedoch wenige Publikationen über das Verhalten der Haftvermittler im Wurzelbereich.

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung des Haftverbundes von drei verschiedenen Adhäsivsystemen und einem adhäsiven Sealer am Wurzelentin, über dessen Interaktion mit Adhäsivsystemen bisher wenig publiziert ist. Untersucht wurden die am Kronendentin erfolgreich verwendeten Adhäsivsysteme Syntac<sup>®</sup> und Futurabond NR, das etablierte Befestigungsmaterial Panavia<sup>™</sup> F 2.0 und RealSeal<sup>™</sup>, eine neueres adhäsives Wurzelfüllmaterial.

## 1.1 Morphologie des Kronen- und Wurzeldentins

Das Dentin ist der Hauptbestandteil des Zahnes und prägt seine Form. Im Gegensatz zum Schmelz handelt es sich um vitales, weniger stark mineralisiertes Gewebe, welches in seiner Morphologie dem menschlichen Knochen oder Wurzelzement ähnelt (EASTOE, 1967). Es besteht zu 70 Gew% aus anorganischem und zu 20 Gew% aus organischem Material sowie zu 10 Gew% aus Wasser. Phosphor und Kalzium sind der Hauptbestandteil des mineralischen Materials, ergänzt durch verschiedene Spurenelemente. Kollagen und kollagenartige Verbindungen bestimmen den Großteil (91- 92%) des organischen Gewebes (HELLWIG et al., 2003).

Die Dentinbildung ist, im Gegensatz zur Amelogenese, nicht auf die Zeit vor dem Zahndurchbruch beschränkt, sondern kann während der gesamten Lebenszeit eines Zahnes fortgesetzt werden. Zu Durchbruchbeginn der Milch- bzw. bleibenden Zähne ist erst die Hälfte bis Dreiviertel ihrer Wurzeln vorhanden (HAAVIKKO; 1970). Während des Zahndurchbruchs sowie nach Erreichen der Okklusionsebene wird das weitere Wurzeldentin gebildet (SCHROEDER, 1992).

Die peripher der Pulpa gelegenen Odontoblasten bilden das Dentin. Ihre Fortsätze, in Dentinkanälchen eingebettet, durchziehen den gesamten Dentinkern vom pulpanahen Prädentin, dem zirkumpulpalen Dentin bis hin zum Manteldentin und können bis zu 5000 µm lang sein. Über zahlreiche Seitenäste können sie mit benachbarten Fortsätzen in Kontakt stehen (SCHROEDER, 1992; HELLWIG et al., 2003). Der Verlauf der Dentinkanälchen, die auch als Dentintubuli bezeichnet werden, ist im Kronendentin eher s-förmig und im Wurzeldentin annähernd geradlinig nach außen.

Im Kronendentin sinkt die Zahl von Dichte und Durchmesser der Kanälchen von der Pulpa zur Schmelz- Dentin- Grenze. Unabhängig von ihrem Durchmesser, der altersabhängig in Pulpanähe 2,9 - 4 µm und pulpafern etwa 0,8 - 1,8 µm beträgt (PASHLEY, 1991), liegen die pulpenahen Dentinkanälchen enger zusammen. Sind im koronalen Bereich an der Pulpa- Dentin- Grenze etwa 45000 Tubuli/mm<sup>2</sup> zu finden, so reduziert sich die Anzahl der Dentinkanälchen pulpafern auf etwa 15000 Tubuli/mm<sup>2</sup> (LEHMANN et al., 2002) im apikalen Wurzelbereich auf circa 7000 Tubuli/mm<sup>2</sup> (CARRIGAN et al, 1984).

Die Dentinkanälchen sind mit peritubulärem Dentin ausgekleidet. Dieses ist dichter und homogener mineralisiert sowie weniger säureresistent als das intertubuläre Dentin, welches zwischen den Kanälchen liegt. Das intertubuläre Dentin ist im Vergleich zum



peritubulären Dentin weniger mineralisiert und enthält mehr kollagene Fasern, die wiederum den Mineralanteil des Dentins vor der Ätzung schützen (SCHROEDER, 1992). Generell ist der Anteil von peritubulärem Dentin im koronalen Bereich größer als im Wurzeldentin (TAKUMA und EDA, 1966).

In den Dentinkanälchen sind die Odontoblastenfortsätze mit Dentinliquor umgeben. Dabei handelt es sich um eine von der Pulpa sezernierte extrazelluläre, proteinarme, phosphatreiche Gewebeflüssigkeit (LUTZ et al., 1991), die durch verschiedene organische Substanzen ergänzt wird. Eine Eröffnung der Tubuli, beispielsweise während der Präparation eines Zahnes, bewirkt aufgrund des intrapulpalen Drucks von 20 - 30 mmHg Säule einen Liquorausstrom (SCHÄFER, 2001). Dieser auswärts gerichtete Flüssigkeitsstrom verhindert in vivo eine absolute Trockenlegung von vitalem Dentin und stellt das Hauptproblem bei der adhäsiven Befestigung eines hydrophoben Komposits an vitalem, hydrophilem Dentin dar.

Die Permeabilität des Dentins wird beeinflusst durch die Dentindicke und den Grad der Sklerosierung. Die alterungsbedingte Sklerosierung einzelner Kanälchen bewirkt, dass die Dichte noch offener Kanälchen, besonders im apikalen Wurzelbereich, sinkt (CARRIGAN et al., 1984). Ursache ist, dass die Sklerosierung im Wurzelbereich, apikal und peripher entlang der Zement- Dentin- Grenze beginnt und mit steigendem Alter an Intensität und Ausdehnung in koronaler Richtung und pulpenwärts zunimmt (VASILIADIS et al., 1983). Dadurch besitzt das Wurzeldentin eine viel geringere Permeabilität als Kronendentin. Liegt diese an der Grenze zur Pulpenkammer noch bei 20% der Permeabilität von koronalem Dentin, so sinkt dieser Wert im äußeren Wurzelbereich auf 2%. Dies bewirkt, dass einerseits das Parodont vor beispielsweise Agenzien endodontischer Behandlungen geschützt wird, andererseits vermindert die geringe Permeabilität die Beeinflussung parodontal eingesetzter Substanzen auf die Pulpa (FOGEL et al., 1988).

Die Innervation des Dentins erfolgt durch marklose Nervenfasern, die zusammen mit den Odontoblastenfortsätzen in den Dentinkanälchen verlaufen. Der größte Anteil an Nervenfasern befindet sich in den koronalen Pulpahörnern (IBUKI et al., 1996). Die Dichte dieser Fasern wird jedoch von koronal nach zervikal- apikal kleiner, so dass im Wurzeldentin nur noch sehr wenige Nervenfasern zu finden sind (SCHROEDER; 1992). Auch NAIR (1993) und MAEDA et al. (1994) bestätigen das Vorhandensein von Nervenfasern im radikulären Prädentin wie auch im zirkumpulpalen Wurzeldentin, was lange Zeit umstritten war.

## 1.2 Komposite

Wird die Integrität des Zahnes zerstört, beispielsweise durch Zahnhartsubstanzdefekte in Folge einer kariösen Läsion, eines Traumas oder durch Abrasionen, so kann die Wiederherstellung durch plastische zahnfarbene Materialien erfolgen.

### 1.2.1 Zusammensetzung

Die Restauration mit zahnfarbenen Materialien bei minimalinvasivem Vorgehen nimmt in der modernen Zahnheilkunde einen immer größeren Stellenwert ein und hat innerhalb des letzten Jahrzehnts die Entwicklung rasant vorangetrieben (MORITZ et al., 2009). Komposite sind zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr in einer Polymerisationsreaktion aushärten und deren prinzipielle Zusammensetzung ein Gemisch aus organischer Matrix, einem anorganischen Füllersystem und einer Verbundphase darstellt (LUTZ et al., 1983; HELLWIG et al., 2003).

Die für die 2 - 3 Vol%ige Schrumpfung (HALLER und BLUNCK, 2003) der Komposite verantwortliche organische Matrix enthält hauptsächlich hochvisköse Monomere auf Basis mehrfunktioneller Methacrylate, wie beispielsweise das 1962 von BOWEN entwickelte Bis- GMA (Bisphenol- A- Glycidyl- Methacrylat) oder das UDMA (Urethandimethacrylat). Zur besseren Verarbeitung sind Verdünnermonomere (Komonomere), wie zum Beispiel TEGDMA (Triethylen- Glycol- Dimethacrylat) oder EGDMA (Ethylen- Glycol- Dimethacrylat), zugesetzt, die wiederum zu einer erhöhten Schrumpfung des Materials beitragen (HICKEL et al., 1998; HELLWIG et al., 2003). Weitere Bestandteile im unpolymerisierten Zustand sind Stabilisatoren (Inhibitoren), die eine vorzeitige Polymerisation verhindern, Farbstoffe und Pigmente, um unterschiedlich eingefärbte Materialien zu produzieren, sowie Additiva, wie Weichmacher oder optische Aufheller (HELLWIG et al., 2003). Die enthaltenen Initiatoren sind bedeutend für die Polymerisationsreaktion der Komposite. Die Polymerisation erfolgt entweder durch ein Redoxsystem (Autopolymerisation), ausgelöst durch beispielsweise Benzoylperoxid, oder durch Bestrahlung mit einer speziellen Lichtquelle (Lichtpolymerisation), die zur Aktivierung eines lichtsensiblen Moleküls, wie zum Beispiel Kampferchinon, führt (HELLWIG et al., 2003).

Das anorganische Füllstoffsystem unterliegt im Vergleich zur organischen Matrix keiner Polymerisationsschrumpfung und verbessert die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix. Das bedeutet, dass die Polymerisationsschrumpfung, der thermische Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme verringert und die Druck- und Zugfestigkeit, das Elastizitätsmodul und die Verschleißfestigkeit verbessert werden (HELLWIG et al., 2003). Der Anteil der Füllstoffe liegt bei über 50 Gew% und besteht aus hochdisperssem Siliziumdioxid, feinstgemahlenem Barium- oder Strontiumsilikatglas sowie feinstem Quarz, Zirkoniumdioxid Glaspartikeln und Ytterbium- bzw. Ytterbium- Trifluorid- Partikeln (HICKEL et al., 1998; HELLWIG et al., 2003).

Der Verbund zwischen organischer Matrix und disperser Phase erfolgt durch eine Silanisierung der Füllstoffe. Zumeist wird 3- Methacryloyloxypropyltrimethoxisilan verwendet (JANDA, 2009). Die Silanisierung führt zu einer Hydrophobierung der Füllstoffe, so dass diese leichter in die Matrix eingliedert werden können und der Füllstoffgehalt des Komposits steigt. Durch saure Hydrolyse kann der Verbund zwischen Silan und Füllkörper jedoch wieder gelöst werden, was die Schwachstelle aller Kompositmaterialien darstellt (HELLWIG et al., 2003).

### **1.2.2 Einteilung**

Nach der Größe und Zusammensetzung ihrer Füllkörper lassen sich die Komposite nach LUTZ et al. (1983) in Makrofüller-, homogene und inhomogene Mikrofüller und Hybridkomposite einteilen.

Makrofüllerkomposite weisen eine durchschnittlichen Partikelgröße der Füllkörper von 1,5 - 5 µm auf. Aufgrund des Härteunterschiedes zwischen organischer Matrix und Füllkörpersystem, was zu einem vermehrten Herauslösen von Füllkörpern führt, resultiert eine starke Verschleißanfälligkeit und schlechte Polierbarkeit, weshalb diese konventionellen Komposite kaum noch Verwendung finden (LUTZ et al., 1983; MANHART, 2006). Die homogenen Mikrofüllerkomposite sind gekennzeichnet durch eine Füllkörperpartikelgröße von 0,01 - 0,04 µm. Aufgrund der geringen Partikelgröße resultiert bei einem hohen Füllstoffanteil eine hohe Viskosität, was die Verarbeitung dieser Komposite limitiert. Andererseits ergeben sich aus der großen spezifischen Oberfläche eine gute Polierbarkeit und ein geringer Oberflächenverschleiß. Durch den Zusatz splitterförmiger Vorpolymerisate, mit einer Größe von 1 - 200 µm, konnte der

Füllstoffanteil erhöht werden ohne die Viskosität negativ zu beeinflussen. So entstanden die inhomogenen Mikrofüllerkomposite, die sich durch ihre gute Polierbarkeit, beständigen Oberflächenglanz sowie eine gute Abrasionsbeständigkeit auszeichnen, weshalb sie besonders für Frontzahnrestaurationen Verwendung finden (MANHART, 2006). Nachteilig sind, neben einer geringeren Biegefestigkeit, die erhöhte Polymerisationsschrumpfung und ein größerer thermischer Ausdehnungskoeffizient (HELLWIG et al., 2003). Die Hybridkomposite vereinen die positiven Eigenschaften der makro- und mikrogefüllten Komposite. Je nach mittlerer Füllkörpergröße wird unterschieden zwischen Feinpartikelhybridkompositen, mit einer mittleren Korngröße unter 5 µm, Feinstpartikelhybridkompositen, die eine durchschnittliche Korngröße unter 3 µm aufweisen, und Submikrometerhybridkompositen, wobei die Partikel keiner als 1 µm sind (KUNZELMANN und HICKEL, 2001).

ERNST (2010) hält die Einteilung nach Lutz et al. (1983) jedoch für überholt und empfiehlt die Einteilung der Komposite nach der Konsistenz, den enthaltenen Füllern und der Basischemie (Matrix).

Die Einteilung nach der Konsistenz ist nach ERNST (2010) die Anwenderpraktikabelste, wobei er differenziert zwischen Kompositen mit „normaler“ (eher geschmeidiger Konsistenz), stopfbaren und hochfesten Kompositen sowie Flowables. Die Besonderheit von fließfähigen Kunststoffen besteht, neben ihrem außergewöhnlichen Viskositätsunterschied im Vergleich zu konventionellen Füllungsmaterialien, darin, dass diese, bei einer Reduktion des Fülleranteils um etwa 10%, eine sehr gute Fließfähigkeit besitzen und dabei keine stark abweichenden physikalischen Werte aufweisen (BAYNE et al., 1998).

Bei der Einteilung nach den enthaltenen Füllkörpern unterscheidet ERNST zwischen Mikrofüllerkompositen (inklusive Vorpolymerisaten), die nach ILIE und HICKEL (2009) für die Versorgung von Kavitätenklassen I, III und V favorisiert werden sollten, sowie Hybridkompositen, die nach ERNST den vernünftigsten Kompromiss zwischen der hervorragenden Ästhetik der Mikrofüllerkomposite und der Stabilität der Makrofüllerkomposite darstellen. Des Weiteren differenziert ERNST Nanokomposite, die Partikel im Größenbereich von 2 - 75 nm in agglomerierter oder Clusterform enthalten und die Vorteile der Mikrofüller- und Hybridkomposite in einem Material kombinieren, sowie Nanooptimierte Hybridkomposite. Dabei handelt es sich um konventionelle Hybridkomposite, die zur Steigerung des Füllstoffgehaltes mit Nanopartikel unter 20nm versetzt wurden und dadurch die Polymerisationsschrumpfung

reduzieren (ERNST, 2010). Nanotechnologisch modifizierte Komposite können nach MANHART (2006) als Universalkomposite sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich verwendet werden.

Die Klassifizierung der Komposite entsprechend der Basischemie wird der stetigen Weiterentwicklung in der Adhäsivtechnik gerecht. Hierbei können zum Beispiel klassische Metacrylate, säuremodifizierte Methacrylate oder Ormocere mit anorganisch-organischer Verbundmatrix unterschieden werden (KUNZELMANN und HICKEL, 2001; ERNST, 2010).

### **1.3 Dentin- Komposit- Verbund**

Da Kompositmaterialien keine chemische Verbindung mit der Zahnhartsubstanz eingehen, muss vor dem Einbringen des Füllmaterials eine Konditionierung der Zahnoberfläche erfolgen. Grundlegend für den adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Komposit war die Einführung der Säure- Ätz- Technik durch BUONOCORE 1955, die eine mikroretentive Verankerung zwischen Komposit und Schmelz ermöglicht. Aufgrund chemischer und struktureller Unterschiede zwischen Schmelz und Dentin ist die Säure- Ätz- Technik nicht ohne weiteres auf das Dentin übertragbar. Da im Dentin durch eine Säurebehandlung kein retentives Ätzmuster erzeugt werden kann, kam es zur Entwicklung der Dentinhaftvermittler. Ihre Aufgabe ist es, einen dauerhaften Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit zu schaffen (ELIADES et al., 1985).

#### **1.3.1 Schmierschicht**

Durch die Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten entsteht auf der Dentinoberfläche eine Schmierschicht, sog. smear layer (DIPPEL et al., 1984). Sie besteht aus Zelltrümmern, Hydroxylapatitkristallen, teilweise denaturiertem Kollagen, Speichelproteinen und Blutbestandteilen, mit Mikroorganismen kontaminiert (PASHLEY et al., 1988). Struktur und Dimension der Schmierschicht sind nach PASHLEY (1984), der eine Dicke von bis zu 15 µm messen konnte, sowie HALLER und KLAIBER (1988) von der Umdrehungsgeschwindigkeit, der Kühlung und der Beschaffenheit des Präparationsinstrumentes abhängig. Sie stellt eine wirksame Diffusionsbarriere gegen Bakterien, nicht jedoch gegen Toxine dar (BRANNSTRÖM,

1984). Untersuchungen haben gezeigt, dass sich die Schmierschicht mit dem darunter liegenden Dentin einerseits so fest verbindet, dass ein Abwischen oder Abspülen mittels Wasserspray nicht möglich ist. Andererseits ist die Haftung zu schwach, um über sie eine suffiziente Adhäsion einer Restauration an das gesunde Dentin von mehr als 17MPa zu ermöglichen (NAKABAYASHI, 1996; LAMPRECHTS et al., 2000). Eine Entfernung der Schmierschicht ist lediglich durch eine chemische Vorbehandlung des Dentins möglich (BERRY et al., 1987). Somit ist die Schmierschicht der limitierende Faktor für die Haltbarkeit einer adhäsiv befestigten Restauration. Ein dichter, dauerhafter Verbund zwischen Füllmaterial und Dentin ist dementsprechend nur unter Einbezug der Schmierschicht in den Verbund oder deren Entfernung möglich (VAN MEERBEEK et al., 1994).

### **1.3.2 Dentinhaftvermittler**

Die anfänglichen Bondingsysteme erreichten Haftkräfte zwischen 1 und 10 MPa (ELIADES et al., 1985; MUNKSGAARD et al., 1985), was etwa der Schmierhaftung am Dentin entspricht (HALLER, 1994). Weit höher waren jedoch schon die von DAVIDSON und Kollegen im Jahr 1984 angegebenen Werte von etwa 20 MPa für die Polymerisationsschrumpfung. Speichel und Dentinliquor führten zur Hydrolyse der Hybridschicht und damit zum Versagen der Adhäsion, woraus Spaltbildungen und Sekundärkaries resultierten (HALLER, 1994; SCHÄFER, 1999).

Um Komposite mikromechanisch sicher an der Zahnoberfläche zu verankern, bedarf es der Vorbehandlung mittels Konditionierer und/ oder Primer sowie dem Auftragen eines Adhäsivs (DE MUNCK et al., 2005).

Dentinkonditionierer sind hydrophile, wässrige Lösungen, die nach Applikation und kurzer Einwirkdauer durch Wasserspray wieder entfernt werden (BOWEN, 1978). Mittel der Wahl sind Säuren - Phosphorsäure (10- 40%ig), Maleinsäure (2- 4%ig), Salpetersäure (4%ig), Zitronensäure (10%ig) - oder Chelatoren (EDTA 5- 16%ig) (HELLWIG et al., 2003). In Abhängigkeit von der Zusammensetzung, Konzentration und Applikationsdauer erfolgt eine partielle oder totale Auflösung der Schmierschicht mit teilweiser oder vollständiger Freilegung des Tubulussystems (VAN MEERBEEK et al., 1992). Die alleinige Konditionierung des Schmelzes bezeichnet man als selektive Schmelzätzung. Im Vergleich dazu werden bei der Total- Etch- Technik Schmelz und

Dentin gleichermaßen konditioniert. Als ideale Ätzzeiten werden für den Schmelz 30 Sekunden und für das Dentin 15 Sekunden angegeben (FRANKENBERGER, 2006).

Dentinprimer wirken als Adhäsionspromotor und bilden die Basis für die Komposit-Dentin- Haftung. Ihre Hauptbestandteile sind Monomere oder Monomergemische, wie z.B. Hydroxyethylenmethacrylat (HEMA) oder Polyethylenglycoldimethacrylat (PEGDMA), die in Wasser, Alkohol oder Aceton gelöst sind und nach dem Verdunsten oder Trocknen des Lösungsmittels auf der Dentinoberfläche verbleiben (DOUGLAS, 1989). Ihre Hauptaufgabe ist die Verbesserung der Benetzbarkeit des hydrophilen Dentins mit dem hydrophoben Komposit (HALLER, 1994). Die Grundlage dafür bietet die Zusammensetzung der Monomere, wobei die hydrophile Gruppe (Hydroxygruppe) eine Affinität zum feuchten Dentin und die hydrophobe Gruppe (Methacrylatgruppe) zum Komposit aufweist (JAIN und STEWART, 2000). Selbstkonditionierende Primer sind amphiphilen Charakters und dadurch einerseits in der Lage, die Dentinoberfläche anzuätzen und andererseits die Monomerpenetration in die Dentinoberfläche zu gewährleisten (HELLWIG et al., 2003).

Als Dentinadhäsive bezeichnet man amphiphile Mischungen aus höhermolekularen Monomeren, die die eigentliche Verbindung zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Komposit herstellen (HALLER und BLUNCK, 2003). Durch die Penetration in das demineralisierte Dentin entsteht nach der Polymerisation eine hydrophobe Oberfläche, die einerseits einen Wassereintritt in das Komposit- Dentin- Interface verhindert und andererseits optimale Voraussetzungen für den Verbund mit dem hydrophoben Komposit schafft (FRANKENBERGER, 2010).

Bei den so genannten selbstkonditionierenden, selbstprimenden Adhäsiven, müssen die Zahnhartsubstanzen vor der Applikation nicht mehr separat konditioniert werden, da diese Produkte zusätzlich saure Monomere beinhalten. Durch Aufbringen des sauren Primer- Adhäsiv- Gemischs erfolgt im ersten Schritt die Konditionierung von Schmelz und Dentin. Eine zweite Schicht dieses Gemischs stabilisiert die entstandene Hybridschicht und ermöglicht die Bindung zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Komposit (HELLWIG et al., 2003). So wird eine Differenz zwischen Ätztiefe und Tiefe des Hybridlayers vermieden (HALLER und BLUNCK, 2003).

### 1.3.3 Dentinhaftmechanismen

Die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins sowie die Schmierschicht verhindern eine mikromechanische Haftung des hydrophoben Kompositmaterials. Für dentinverankerte Kompositrestaurationen muss demnach ein Haftvermittler verwendet werden, der einen Verbund zwischen hydrophobem Komposit und hydrophilem Dentin ermöglicht (HELLWIG et al., 2003).

Prinzipiell kann ein solcher Haftvermittler mit der Formel M-R-X dargestellt werden. Dabei bezeichnet M eine Methacrylatgruppe, R steht für einen Distanzhalter und X symbolisiert eine funktionelle Gruppe. Über Doppelbindungen der Methacrylatgruppe erfolgt bei der Polymerisation die kovalente Bindung an das Komposit (DUNCANSON et al., 1986). Der Distanzhalter vermeidet Interferenzen.

Alle Haftvermittler arbeiten nach einem grundlegenden Mechanismus, der in der Auflösung oder Präzipitation der Schmierschicht, einer Demineralisation des Dentins und der anschließenden Benetzung der freiliegenden Kollagenfasern mit hydrophilen Monomeren beruht. Nach erfolgter Monomerinfiltration des Kollagenfasergeflechts und der Dentintubuli, hierbei kommt es zur Ausbildung so genannter „tags“ (Kunststoffzapfen), entsteht durch Polymerisation eine Haftverbundschicht, die als Hybridschicht bezeichnet wird (SCHALLER, 1999). Durch die Ausbildung der „tags“ sowie der Hybridschicht resultiert ein adhäsiver Haftverbund zwischen Dentin und Kunststoff.

Auf chemischen und morphologischen Oberflächenanalysen basierend lassen sich prinzipiell zwei Arten der Dentinhaftung differenzieren. Erstens der Erhalt der Schmierschicht und die Imprägnierung mit Kunststoff. Zweitens die Auflösung der Schmierschicht, wobei in vollständige Entfernung durch Konditionierung und erneute Ausfällung der gelösten Schmierschichtbestandteile durch selbstkonditionierende Systeme unterschieden wird (VAN MEERBEEK et al., 1992).

Bei der Dentinhaftvermittlung unter Erhalt der Schmierschicht ist das primäre Ziel eine Infiltration und Imprägnierung der Schmierschicht mit bifunktionellen Monomeren. Die Schmierschicht wird dadurch verstärkt und kann in die Dentinhaftung mit einbezogen werden. Saure Primerbestandteile bewirken dabei eine partielle Auflösung des Hydroxylapatits, aus der Mikrohohlräume innerhalb der Schmierschicht resultieren. Die folgende Monomerinfiltration führt zu einer „Verfilzung“ oder „Verkettung“ des



Kunststoffs mit den Kollagenfasern der Schmierschicht (VAN MEERBEEK et al., 1994).

Das Prinzip der Auflösung und vollständigen Entfernung der Schmierschicht erfolgt durch Dentinkonditionierung, wobei eine Beseitigung der Schmierschicht vom intertubulären Dentin sowie aus den angeschnittenen Tubuli erfolgt. Die anschließend applizierten Adhäsive penetrieren in das freigelegte Kollagenfasergeflecht sowie die Dentintubuli und bilden nach Polymerisation eine Kunststoff- Dentin- Hybridschicht mit Kunststoffzotten (HALLER und BLUNCK, 2003).

Die Wirkung der Adhäsivsysteme mit der Strategie einer Auflösung der Schmierschicht und Wiederausfällung der gelösten Bestandteile erfolgt durch funktionelle Monomere in den Primern, die saure Phosphat- oder Maleinatgruppen besitzen. Es resultiert eine partielle oder totale Auflösung der Schmierschicht, wobei die Bestandteile nach Verdunsten des Lösungsmittels wieder auf der Oberfläche ausfallen (HALLER und BLUNCK, 2003).

#### **1.3.4 Klassifikation der Adhäsivsysteme**

Das erste eigentliche Dentinadhäsiv präsentierte BOWEN 1965, welches jedoch nur mäßigen klinischen Erfolg hatte (SCHMIDSEDER, 2009). Die intrinsische Feuchtigkeit durch den Dentinliquor, die tubuläre Mikrostruktur, der hohe Kollagenanteil und die Schmierschicht, die eine gute Dentinhaftung erschweren (FRANKENBERGER, 2006), führten zur Entwicklung eine Vielzahl von Adhäsivsystemen. Erfolgte die anfängliche Einteilung der Haftvermittler in Generationen, bei denen der Zeitpunkt der Markteinführung im Vordergrund stand, so hat sich in den letzten Jahren die Einteilung nach Art der Konditionierung und der Anzahl der Applikationsschritte als praktikabler erwiesen (HALLER und BLUNCK, 2003; FRANKENBERGER, 2010).

Die ersten klinisch erfolgreichen Dentinadhäsive sind in ihrer Effektivität bis heute unbestritten. Dabei handelt es sich um konventionelle Multi- Step- Adhäsive, die hinsichtlich einer dauerhaften Dentinversiegelung allen modernen Bondingsystemen nachweislich überlegen sind (FRANKENBERGER, 2010).

Langjährige Kausimulations- Studien (1994 - 2009) von FRANKENBERGER et al. (2010) bestätigen, dass die vereinfachte Anwendung neuerer Ein- Schritt- Self- Etch- Adhäsive, ohne vorherige Phosphorsäureätzung, mehr eine Zeitersparnis als eine Effektivitätssteigerung bringen (FRANKENBERGER, 2009).

Die folgende Tabelle zeigt eine Übersicht der Adhäsivsysteme nach der Anzahl der Applikationsschritte.

Tab.1 Einteilung der Adhäsivsysteme nach Frankenberger (2010)

<b>1. Vier- Schritt- Selective- Etching:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding- Agent
nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
<b>2. Drei- Schritt- Selective- Etching:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding- Agent
nur Schmelz	Mischen & applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
<b>3. Vier- Schritt- Etch- and- Rinse:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding- Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
<b>4. Drei- Schritt- Etch- and- Rinse:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding- Agent
Schmelz/Dentin	Mischen & applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
<b>5. Zwei- Schritt- Etch- and- Rinse:</b>			
Phosphorsäure	Primer + Bond		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
<b>6. Zwei- Schritt- Self- Etch:</b>			
Phosphorsäure	Primer		Bonding- Agent
-	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
<b>7. Ein- Schritt- Self- Etch (Mischpräparate):</b>			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
-	Schmelz/Dentin		
<b>8. Ein- Schritt- Self- Etch (Einflaschenpräparate):</b>			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
-	Schmelz/Dentin		

#### 1.4 Anwendungsmöglichkeiten der Komposite

Aufgrund der adhäsiven Verankerungsmöglichkeit von Kompositen an der hydrophilen Zahnhartsubstanz resultiert ein breites klinisches Anwendungsspektrum in vielen Bereichen der Zahnheilkunde.

Im konservierenden Bereich werden Komposite seit Jahren als direktes Restaurationsmaterial im Front- und Seitenzahngelände eingesetzt, wobei HICKEL et al. (2004) verglichen mit indirekten Restaurationen neben der Zahnhartsubstanzschonung auch den Zeit- und Kostenfaktor positiv bewerten. Die gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) (HICKEL et al., 2005) bestätigt die Anwendungsmöglichkeit im Seitenzahnbereich, neben Klasse- V Läsionen, für Klasse- I und II Läsionen einschließlich des Ersatzes einzelner Höcker. Ästhetische Korrekturen von Schmelzdefekten und Schmelzverfärbungen sind ebenso gut durch den Einsatz von

Kompositen möglich wie die Schließung eines Diastemas (KOCH und AUSCHILL, 2007 und 2008). Weitere Verwendung finden dual- bzw. rein lighthärtende Komposite bei der Befestigung von Keramikrestorationen und anderen indirekten Restaurationen (HELLWIG et al., 2003).

Im prophylaktischen Bereich erfolgt die Fissurenversiegelung mit ungefüllten oder niedrig viskösen Kompositen, die eine kariesprotektive Wirkung zeigen (FERRAZINI, 1996; HELLWIG et al., 2003).

Die adhäsive Befestigung von Zahnfragmenten nach Traumata, temporäre Schienung nach Zahnfrakturen, temporäre Lückenversorgung nach einer Zahnextraktion sowie die Schienung von parodontal gelockerten Zähnen erweitern die klinischen Anwendungsmöglichkeiten im Bereich der Traumatologie und Parodontologie (HELLWIG et al., 2003; LEY und LÖSCHE, 2006; DIMACZEK und KERN, 2007; GROSSMANN et al., 2007).

Die Versorgung endodontisch behandelter Zähne erfolgt je nach Destruktionsgrad mittels adhäsiver Restaurationstechnik allein oder durch Kombination adhäsiver Aufbautechniken und der anschließenden Versorgung mit einer indirekten Restauration, wie beispielsweise einer Teil- oder Vollkrone. Die Insertion eines Wurzelkanalstiftes nach erfolgreich abgeschlossener endodontischer Behandlung ermöglicht eine zuverlässige Retention für den Aufbau (EDELHOFF und SPIEKERMANN, 2003). Die definitive Eingliederung von Wurzelkanalstiften kann konventionell oder adhäsiv, mit einem selbst- oder dualhärtenden Befestigungskomposit und dem korrespondierenden Adhäsivsystem, erfolgen. Mit Hilfe der Adhäsivtechnik wird die Retention des Stiftes im Wurzelkanal gesteigert und eine bessere Abdichtung zwischen Kanalwand und Stiftoberfläche erzielt (EDELHOFF und SPIEKERMANN, 2003).

#### **1.4.1 Adhäsive Wurzelfüllmaterialien**

Um die Haftfestigkeiten und Versiegelungseigenschaften von Wurzelkanalfüllungen zu verbessern wurden Materialien nach dem Prinzip der adhäsiven Dentintechnologie entwickelt, die einen chemischen Verbund zur Kanalwand ermöglichen sollten.

Im Jahre 2003 wurde Resilon® (Resilon Research, LLC) eingeführt. Es handelt sich dabei um ein thermoplastisches, synthetisches Wurzelkanalfüllmaterial auf Polyester-Polymer-Basis. Über einen niedrig viskösen dualhärtenden Sealer soll ein adhäsiver Verbund zwischen dem Kernmaterial und dem Wurzelkanalwanddentin generiert und

ein so genannter „Monoblock“ im Wurzelkanal ausgebildet werden. Die Systemkomponenten sind ein selbstätzender, wasserbasierender Primer (funktionelles Monomer, HEMA, Wasser, Polymerisationsinitiator), ein dualhärtender Sealer (Matrix: Bis- GMA, ethoxyliertes Bis- GMA, UDMA und ein Füllersystem - Calciumhydroxid, Bariumsulfat, Bariumglas, Silikat - von 70 Gew%) sowie ein Kernmaterial auf Polyester- Polymer- Basis (difunktionelle Methacrylate, bioaktive und radioopake Füller mit einem Anteil von etwa 65 Gew%) (HERBERT et al., 2009).

Resilon® kann wie Guttapercha mittels jeder bekannten Obturationstechnik verarbeitet werden und soll ein ähnliches Verarbeitungs- und Revisionsverhalten aufweisen wie Guttapercha (BARNETT und TROPE, 2004; SCHMIDSEDER, 2009). Die Resilonstifte werden in den gleichen Konizitäten und ISO- Größen angeboten wie Guttapercha, außerdem sind Resilonpellets für die Backfill- Technik verfügbar (SCHMIDSEDER, 2009).

Die Anwendung von Resilon® wird in der Literatur unterschiedlich bewertet. Einige Untersuchungen zeigen ein besseres Abdichtungsverhalten im Vergleich zu herkömmlichen Füllmaterialien (SHIPPER et al., 2004 und 2005; SAGSEN et al., 2006; TUNGA und BODRUMLU, 2006; VERISSIMO et al., 2007). In einer In- vitro- Studie an humanen Zähnen konnten SHIPPER et al. (2004) nachweisen, dass auch die mikrobielle Leakageanfälligkeit der Resilon- Wurzelfüllung im Vergleich zu Guttapercha- Wurzelfüllungen signifikant geringer ist. In- vivo- Untersuchungen an Hundezähnen bestätigen diese Untersuchungen, denn sie wiesen nach Wurzelfüllungen mit Resilon® deutlich weniger periapikale Entzündungen auf (SHIPPER et al., 2005). Untersuchungen von SKIDMORE et al. (2006) zufolge scheint die Haftfähigkeit der Resilon- Wurzelfüllung am intraradikulären Dentin signifikant besser zu sein als bei herkömmlichen Guttaperchafüllungen.

Studien von TAY et al. (2005a), BIGGS et al. (2006) oder BAUMGARTNER et al. (2007) zeigen jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen Guttapercha und Resilon®. In Untersuchungen von ONAY et al. (2006) oder KAYA et al. (2007) weist Guttapercha ein besseres Abdichtungsverhalten auf. Die adhäsiven Füllungsmaterialien scheinen jedoch durch bakterielle Enzyme abgebaut werden zu können (TAY et al., 2005 b und c).

Auch das materialimmanente Schrumpfungsverhalten während der Polymerisation wird kontrovers diskutiert. Aufgrund des ungünstigen C- Faktors (Verhältnis von ungebundener zu gebundener Kompositoberfläche) ist eine dauerhafte adhäsive

Versiegelung des Wurzelkanals fraglich (TAY et al., 2005 d). Da die im Resilon® enthaltene Menge an Dimethacrylat ausreicht, um eine zuverlässige adhäsive Bindung am Wurzelkanaldentin zu erreichen, wird nach Untersuchungen von HIRAISHI et al. (2005) bezweifelt. Ein nachweislicher Vorteil durch eine Wurzelfüllung mit Resilon® liegt in der Steigerung des Frakturwiderstandes, verglichen mit Standardguttaperchatechniken (HERBERT et al., 2009).

Das Langzeitverhalten unter klinischen Bedingungen kann nach Literaturangaben derzeit noch nicht abschließend eingeschätzt werden (HERBERT et al., 2009).

## **2. ZIEL DER UNTERSUCHUNG**

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung von Haftkräften drei verschiedener Adhäsivsysteme und eines adhäsiven Sealers am Wurzeldentin. Da über die Interaktion zwischen Haftvermittlern und Wurzeldentin bisher wenig publiziert ist, wurden die am Kronendentin erfolgreich verwendeten Adhäsivsysteme Syntac<sup>®</sup> und Futurabond NR untersucht. Das etablierte Befestigungsmaterial Panavia F 2.0 und der adhäsive Sealer RealSeal<sup>™</sup> sollten ebenfalls bezüglich ihrer Adhäsion am Wurzeldentin untersucht werden. Dabei sollte eine Differenzierung zwischen koronalem, mittlerem und apikalem Wurzel Drittel erfolgen. Des Weiteren wurde die Kontaktfläche zwischen Kunststoff und Dentin oberfläche rasterelektronenmikroskopisch untersucht.

Die so ermittelten Ergebnisse sollten eine Aussage über die Haftverhältnisse am Wurzeldentin ermöglichen und belegen in wie weit ein adhäsiver Verbund möglich ist.

Die zu belegende Arbeitshypothese lautete, dass es keine Unterschiede bezüglich der Haftkräfte der Adhäsivsysteme am koronalen, mittleren und apikalen Wurzel Drittel gibt.

### 3. MATERIAL UND METHODE

#### 3.1 Material

##### 3.1.1 Versuchszähne

Für die Versuchsreihen wurden 90 humane, kariesfreie Oberkieferfrontzähne der zweiten Dentition verwendet. Die Zähne wurden in verschiedenen haleschen Zahnarztpraxen gesammelt. Das Wurzelwachstum war zum Zeitpunkt der Extraktion vollständig abgeschlossen. Nach Entfernung noch verbliebener Wurzelhautreste wurden die Versuchszähne, vor und nach der Herstellung der Dentinproben sowie während der gesamten Versuchsdurchführung, in 0,9%iger physiologischer Kochsalzlösung (B.BRAUN Melsungen AG, Melsungen, D) bei Raumtemperatur gelagert. Über das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Extraktion waren keine Angaben verfügbar.

Die Auswahl der für die Untersuchung geeigneten Zähne erfolgte nach zuvor festgelegten Selektionskriterien. Einschlusskriterien waren, neben der Tatsache das nur obere Frontzähne verwendet wurden, das Vorhandensein von nur einem Wurzelkanal, eine Wurzellänge von mindestens 15 mm und eine apikale Klemmpassung bei ISO 15. Als Ausschlusskriterien galten resorptive Defekte, entzündliche apikale Prozesse, Wurzelfrakturen, mehrere Kanäle bzw. die Teilung eines Kanals (Kanalkonfiguration Typ IV). Ein weiteres wesentliches Ausschlusskriterium war eine endodontische Vorbehandlung bzw. eine bereits vorhandene Wurzelfüllung.

Um die Ein- und Ausschlusskriterien einhalten zu können, wurden die Zähne einer visuellen und röntgenologischen Prüfung unterzogen. Die röntgenologische Untersuchung erfolgte bei 60 kV und einer Belichtungszeit von 0,06 Sekunden. Aus den für den Versuch geeigneten Zähnen wurden 90 Versuchszähne zufällig ausgewählt.

##### 3.1.2 Dentinhaftvermittlersysteme

Die Versuchsreihen wurden mit vier verschiedenen Adhäsivsystemen durchgeführt:

Syntac <sup>®</sup>	ein 2- Komponenten, 2- Phasen- Haftvermittler der Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Liechtenstein
Panavia <sup>™</sup> F 2.0	ein 4- Komponenten, 2- Phasen-Kunststoffzement der Firma Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan

RealSeal™	ein 2- Komponenten, 2- Phasen- Adhäsivsystem der Firma SybronEndo, Orange, Kalifornien, USA
Futurabond NR	ein 2- Komponenten, selbstkonditionierendes Bonding der Firma VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland

### 3.1.3 Kompositmaterial

Für die Versuchsreihen mit Syntac<sup>®</sup>, Panavia™ F 2.0 und Futurabond NR wurde Tetric EvoCeram<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL), ein lichthärtendes, röntgenopakes Nanohybrid- Komposit verwendet. Der Gesamtgehalt an anorganischen Füllern beträgt 75- 76 Gew% bzw. 53- 55 Vol%. Die Partikelgröße liegt zwischen 40 und 3000 nm, bei einer durchschnittlichen Größe von 550 nm. Die Polymerisationsschrumpfung liegt bei 1,70 Vol%. Tetric EvoCeram<sup>®</sup> härtet im Wellenlängenbereich zwischen 400 - 500 nm (Blaulicht). Aus dem Farbsortiment wurde die Farbe A2 als Standardfarbe ausgewählt. Die Versuchsreihen mit RealSeal™ wurden ohne zusätzliche Kompositapplikation durchgeführt, da bereits der Sealer eine kunststoffähnliche Zusammensetzung besitzt.

## 3.2 Methoden

### 3.2.1 Herstellung der Dentinproben

Die Versuchszähne wurden mit einem groben, zylindrischen Diamanten im FG-Winkelstück (KaVo, Biberach, D) bei 40.000 U/min unter Spraykühlung (50 ml/min) an der Schmelz- Zement- Grenze dekapitiert. Anschließend erfolgte über den freigelegten Wurzelkanaleingang mit Hilfe einer Hedströmfeile ISO 15 (VDW, München, D) die Kontrolle der Durchgängigkeit des Wurzelkanals bis zum Foramen apicale. Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals erfolgte mit dem FlexMaster<sup>®</sup>- System (VDW, München, D) nach Herstellervorgaben mittels Crown- down- Technik von koronal nach apikal. Die FlexMaster<sup>®</sup> Feilen wurden in Kombination mit dem Endomotor Endo IT professional (VDW, München, D) verwendet. Als Aufbereitungssequenz wurde, auf Grund des weiten Kanallumens und der geraden Zugangskavität, die blaue Sequenz gewählt. Mit Hilfe der FlexMaster<sup>®</sup> IntroFile wurde eine gerade Zugangskavität geschaffen. Anschließend erfolgte die Aufbereitung des Wurzelkanals von koronal nach apikal mit FlexMaster<sup>®</sup> Feilen bis ISO 02/40 bis zum Foramen apicale. In Verbindung mit der maschinellen Aufbereitung kam Glyde™ File



Prep (DENTSPLY DeTrey, Konstanz, D) zum Einsatz. Sein Hauptbestandteil ist Ethyldiamintetraessigsäure (EDTA). Während der gesamten Wurzelkanalaufbereitung erfolgte eine intermittierende Spülung mit 1%iger Natriumhypochlorid- Lösung (HEDINGER, Stuttgart, D). Ziel war einerseits die chemische Keimreduktion, andererseits die Entfernung von Dentinspänen aus dem Kanal um Verblockungen zu vermeiden. Mit Hofmann Bohrern (Größe 50, 90 und 110) aus dem ER System (KOMET Group GmbH, Besigheim, D) erfolgte die abschließende Erweiterung des Wurzelkanals.

Nach abgeschlossener Erweiterung wurden die Wurzeln mit einer Trennscheibe im Handstück (KaVo, Biberach, D) bei 15000 U/min unter Spraykühlung in drei gleich lange Teile geschnitten. Die entstandenen koronalen, mittleren und apikalen Scheiben wiesen jeweils eine Länge von  $5 \text{ mm} \pm 1$  auf. Anschließend erfolgte ebenfalls mit einer Trennscheibe die Halbierung der entstandenen Scheiben.

Die Fassung der Scheibenhälfte erfolgte in Technovit (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D), einem Kunststoffeinfettssystem auf Basis von 2- Hydroxyethylmethacrylat (HEMA). Dafür wurde aus silaplast FUTUR (DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen, D) eine Form zur Fassung der einzelnen Dentinproben- Technovit- Kombinationen hergestellt. Nach vollständiger Aushärtung erfolgte die Kennzeichnung der koronalen, mittleren und apikalen Proben. Anschließend wurde die Oberfläche der Proben plan geschliffen. Dies erfolgte mit einer rotierenden Sandpapierscheibe und Silizium- Carbid- Schleifpapier (Körnung 800, zum Abschluss mit Körnung 1200) unter ständiger Wasserkühlung. Von den so hergestellten Proben wurden jeweils 10 entsprechend ihrer Wurzellokalisierung randomisiert auf die zwölf Versuchsgruppen verteilt und bis zur Untersuchung in 0,9%iger physiologischer Kochsalzlösung (B.BRAUN Melsungen AG, Melsungen, D) bei Zimmertemperatur gelagert.

#### **3.2.2 Versuchsanordnung**

##### Versuchsaufbau

Ziel der Untersuchung war die Datengewinnung, um eine quantitative Aussage über die Zugfestigkeit der verwendeten Adhäsivsysteme am Wurzeldentin zu ermöglichen.

Für die Abzugsversuche wurde die von SCHALLER und Mitarbeitern (1991) entwickelte Versuchsanordnung zur Haftkraftermittlung von Adhäsivsystemen am menschlichen Dentin ohne Perfusionssimulation eingesetzt. Die Konstruktion besteht

aus zwei Teilen: einem Hohlzylinder und einer Kontermutter. Der rohrförmige Unterbau ist nach unten geschlossen und mit einem Außengewinde zur Befestigung an der Universalprüfmaschine versehen. Am oberen Ende befinden sich eine Öffnung und ein weiteres Außengewinde zur Verschraubung der Kontermutter. Diese fixiert die Dentinproben und ermöglicht gleichzeitig durch eine obere Bohrung von 7 mm Durchmesser die Proben der Untersuchung zugänglich zu machen. Um eine sichere und plane Fixierung der Dentinproben zu gewährleisten wurde ein Gummidichtungsring auf dem Hohlzylinder positioniert, darauf die Dentinprobe gelegt und anschließend mit der Kontermutter verschraubt. In die obere Öffnung dieser Konstruktion wurde eine Metallhülse eingesetzt, welche der Aufnahme des Kompositmaterials diente. Die Hülseunterseite enthielt in der Mitte eine runde Bohrung von 1 mm Durchmesser. Dadurch konnte eine definierte kreisrunde Klebe- und Kontaktfläche von  $0,79 \text{ mm}^2$  festgelegt werden. Seitlich der Metallhülse befand sich jeweils eine Schraube, woran die Hacken für die Abzugsversuche eingehängt wurden.

#### Versuchsablauf

Die vorbereiteten Proben wurden auf dem Gummidichtungsring so positioniert, dass nach der Fixierung mit der Kontermutter das Wurzelentin mittig lag. Anschließend wurden die Adhäsivsysteme exakt nach Herstellerangaben auf der jeweiligen Probe verarbeitet. Die Metallhülse wurde aufgesetzt und das Kompositmaterial verarbeitet. Abschließend wurde der Versuchsaufbau in seine Ausgangsposition gebracht und der Abzugsversuch 15 bzw. 30 Minuten nach der Polymerisation gestartet.

#### 3.2.3 Verarbeitung der Adhäsivsysteme

Bei den Haftvermittlersystemen Syntac<sup>®</sup> und Panavia<sup>™</sup> F 2.0 erfolgt eine vorherige Konditionierung der Proben mit 37%iger Phosphorsäure (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL). Laut Herstellerangaben ist bei der Verwendung von Syntac<sup>®</sup> die Konditionierung des Dentins optional. In der vorliegenden Studie wurde darauf zurückgegriffen, um die Wirkung der im Primer enthaltenen Maleinsäure zu unterstützen.

Die Versuchsreihen mit Futurabond NR bedurften keiner vorherigen Konditionierung. Vor der Anwendung von RealSeal<sup>™</sup> erfolgte die laut Hersteller erforderliche Konditionierung der Proben mit 17%igem EDTA für 60 Sekunden zur Entfernung der Schmierschicht.

## **Dentinhaftvermittlersysteme**

### Syntac<sup>®</sup>

- Ätzel 1. mit Pinsel auftragen und 15 Sekunden einwirken lassen  
2. mit Wasserspray mindestens 15 Sekunden abspülen  
3. moderat trocknen
- Syntac Primer 4. mit Pinsel einmassieren und 15 Sekunden einwirken lassen  
5. Überschüsse mit Luftbläser leicht verblasen
- Syntac Adhäsiv 6. mit Pinsel auftragen und 10 Sekunden einwirken lassen  
7. Überschüssen mit Luftbläser verblasen
- Heliobond 8. mit Pinsel auftragen und dünn ausblasen  
9. für 20 Sekunden lichthärten

### Panavia<sup>™</sup> F 2.0

- Ätzel 1. mit Pinsel auftragen und 15 Sekunden einwirken lassen  
2. mit Wasserspray für mindestens 15 Sekunden abspülen  
3. moderat trocknen
- ED Primer 4. jeweils einen Tropfen Flüssigkeit A und B mischen  
5. Gemisch einmassieren, 30 Sekunden einwirken lassen, leicht verblasen
- Paste 6. Paste A und B im Verhältnis 1:1 mischen (20 Sekunden)  
7. Gemisch applizieren  
8. Polymerisation für 20 Sekunden

### Futurabond NR

1. Liquid A und B im Verhältnis 1:1 mischen
2. mit Pinsel einmassieren für 20 Sekunden einmassieren
3. mit Luftbläser für 5 Sekunden leicht verblasen
4. für 20 Sekunden Lichthärten

## **Adhäsiver Sealer**

### RealSeal<sup>™</sup>

- Primer 1. mit Pinsel einmassieren
- Paste 2. mit der Mischkanüle auftragen  
3. für 60 Sekunden Lichthärten

### Verarbeitung des Komposits

Das für die Versuchsreihen mit Syntac<sup>®</sup>, Panavia<sup>™</sup> F 2.0 und Futurabond NR verwendete Komposit Tetric EvoCeram<sup>®</sup> wurde direkt in die Metallhülse appliziert. Nach der blasenfreien Verdichtung mit einem Elefantfußstopfer (PLGLF L, Hu Friedy, Chicago, USA) wurde es für 60 Sekunden lichtgehärtet. Die Versuchsproben mit RealSeal<sup>™</sup> blieben aufgrund der kunststoffähnlichen Zusammensetzung des Sealers ohne zusätzliche Kompositapplikation. Der Sealer wurde ebenfalls direkt in die Metallhülse appliziert und für 60 Sekunden polymerisiert.

Zur Lichthärtung sowohl der Adhäsivsysteme als auch des Komposits kam eine Polymerisationslampe des Typs Optilux 401 (Kerr, Karlsruhe, D) zum Einsatz (Leistung 650 mW/mm<sup>2</sup>).

#### 3.2.4 Versuchsgruppeneinteilung

Aus der Anzahl der Materialien und der Zielstellung verschiedene Wurzelabschnitte zu untersuchen, ergab sich folgende Versuchsgruppeneinteilung:

Tab. 2 Versuchsgruppeneinteilung

<i>Nr.</i>	<i>Haftvermittler</i>	<i>Wurzelabschnitt</i>	<i>Füllungsmaterial</i>	<i>Anzahl</i>
1	Syntac <sup>®</sup>	koronal	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
2	Syntac <sup>®</sup>	mittig	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
3	Syntac <sup>®</sup>	apikal	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
4	Panavia <sup>™</sup> F 2.0	koronal	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
5	Panavia <sup>™</sup> F 2.0	mittig	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
6	Panavia <sup>™</sup> F 2.0	apikal	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
7	RealSeal <sup>™</sup>	koronal	RealSeal Sealer	10
8	RealSeal <sup>™</sup>	mittig	RealSeal Sealer	10
9	RealSeal <sup>™</sup>	apikal	RealSeal Sealer	10
10	Futurabond NR	koronal	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
11	Futurabond NR	mittig	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10
12	Futurabond NR	apikal	Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	10

### 3.2.5 Quantitative Analyse

Für die Zugfestigkeitsuntersuchungen wurde die PC- gestützte Zwick-Universalprüfmaschine Typ Z005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) in Kombination mit der Software „texpert 7.0“ eingesetzt. Das Programm erlaubt eine sofortige graphische Darstellung der Ergebnisse in einem Kraft- Zeit- Diagramm sowie die Auswertung der Versuche mit Mittelwertberechnung, Standardabweichung und Variationskoeffizient.

Die folgenden Parameter wurden als Prüfvorschrift festgelegt:

- Testgeschwindigkeit: 1 mm/min
- Einzelzyklus
- oberer Kraftskalenwert: 1000 N
- keine Vorkraft

Bei den Versuchsgruppen mit Syntac<sup>®</sup>, Panavia<sup>™</sup> F 2.0 und Futurabond NR wurde 15 Minuten nach der Polymerisation mit den Zugfestigkeitsversuchen begonnen. Die Untersuchungen mit RealSeal<sup>™</sup> wurden nach 30 Minuten gestartet.

Die Apparatur mit der vorbereiteten Dentinprobe wurde in das Gewinde in der Mitte der unteren Traverse der Maschine geschraubt. An der oberen fahrbaren Traverse wurde in den dort mittig befindlichen Haken eine Zugkette eingehängt. Dadurch wurde bei jedem Zugversuch die Versuchsapparatur mit der Prüfmaschine verbunden. Die Ausrichtung und Positionierung der Traverse erfolgte manuell. Am Rechner wurde das Versuchsprogramm gestartet, das Ergebnis nach erfolgter Prüfung gespeichert und in Newton sowie Mega Pascal angegeben.

### 3.2.6 Qualitative Analyse

Die qualitative Analyse erfolgte am Rasterelektronenmikroskop (Quanta 650 FEG, Fa. FEI, Niederlande). Von jeder Versuchsgruppe wurde die Probe mit dem größten Haftwert ausgewählt und zur Analyse herangezogen.

Die Proben wurden mit destilliertem Wasser abgespült, vorsichtig im Ultraschallbad gereinigt und für 24 Stunden getrocknet. Anschließend erfolgte die Fixierung der

Proben auf einem Präparateträger. Die so hergestellten Prüfkörper wurden dann mit einer 10 - 15 nm starken Kohlenstoffschicht bedampft.

Die Betrachtung und Aufnahmen der Proben am Rasterelektronenmikroskop erfolgten in verschiedenen Vergrößerungen. Es wurden Übersichtsaufnahmen mit 40facher Vergrößerung und Detailaufnahmen mit 300 bis 2000facher Vergrößerung angefertigt.

#### **3.2.7 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung der erhaltenen Daten jeder Versuchsgruppe erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 15.0. Die graphischen Darstellungen wurden mit Microsoft Office Excel erstellt. Für jede Versuchsgruppe wurden die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov- Tests wurde geprüft, ob die Verteilung der Ergebnisse einer theoretischen Normalverteilung entspricht. Statistische Unterschiede wurden zunächst mit Hilfe der Varianzanalyse nach Einfachklassifikation (ANOVA) bestimmt. Mit Hilfe des Tukey`s Studentized Range Tests, der Signifikanzlevel wurde auf 5% gesetzt, wurde der Vergleich der einzelnen Gruppen durchgeführt und zum Vergleich der Versuchsgruppen wurde zusätzlich der Bonferroni Holm Test mit der korrigierten Statistik herangezogen.

## 4. ERGEBNISSE

### 4.1 Quantitative Analyse

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

Der höchste Mittelwert konnte in der Versuchsgruppe Nr.1 Syntac® - koronales Wurzel Drittel gemessen werden. Der geringste Mittelwert ergab sich in der Versuchsgruppe Nr.9 RealSeal™- apikales Wurzel Drittel. Tabelle 3 stellt eine Übersicht aller Versuchsgruppen dar und beinhaltet die Mittelwerte, gleichzeitig die entsprechende Standardabweichung, den Medianwert sowie die Maximal- und Minimalwerte. Die Abbildung 1 enthält die graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen.

Tab.3 Übersicht aller Versuchsgruppen (Angaben in MPa)

Versuchsgruppe	Gruppe S (Syntac®)			Gruppe P (Panavia F 2.0™)			Gruppe R (RealSeal™)			Gruppe F (Futurabond NR)		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Mittelwert	15,62	10,66	6,38	12,63	8,18	4,82	8,01	6,78	3,74	11,49	10,03	8,38
Standard- abweichung	+/- 3,55	+/- 2,74	+/- 2,24	+/- 2,71	+/- 3,03	+/- 1,67	+/- 5,49	+/- 3,71	+/- 0,92	+/- 2,98	+/- 3,23	+/- 2,27
Median	15,37	9,57	6,54	13,14	7,29	4,65	5,19	5,85	3,59	11,69	10,44	7,80
Minimum	10,87	7,15	3,56	9,18	4,78	2,94	4,28	2,53	2,54	7,42	5,80	5,59
Maximum	21,20	16,02	10,74	17,32	13,23	8,48	19,40	13,90	5,26	15,65	14,58	12,89

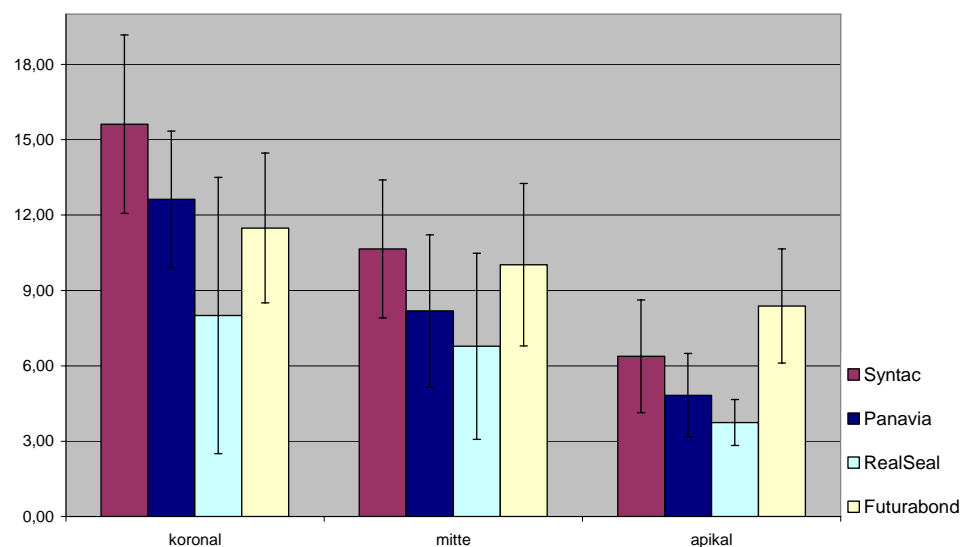


Abb.1 graphische Darstellung der Mittelwerte in MPa mit Standardabweichungen

In der Versuchsgruppe 1 - Syntac® am koronalen Wurzel Drittel - wurde ein Mittelwert von 15,62 MPa bei einer Standardabweichung von 3,55 ermittelt. Das Minimum lag bei 10,87 MPa und das Maximum bei 21,20 MPa.

Tab.4 Messwerte Versuchsreihe 1

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	11,84	10,02	14,73	16,65	10,87	8,99	12,30	8,54	15,81	12,94
Kraft / Fläche (MPa)	15,08	12,76	18,76	21,20	13,84	11,45	15,66	10,87	20,13	16,47

Die Versuchsgruppe 2 - Syntac® am mittleren Wurzel Drittel - zeigte einen Mittelwert von 10,66 MPa und eine Standardabweichung von 2,74. Der niedrigste Wert betrug 7,15 MPa und der höchste lag bei 16,02 MPa.

Tab.5 Messwerte Versuchsreihe 2

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	8,86	7,33	11,31	9,08	5,62	12,58	6,44	7,52	7,52	7,45
Kraft / Fläche (MPa)	11,28	9,33	14,40	11,56	7,15	16,02	8,20	9,57	9,57	9,49

Die Untersuchung der Versuchsgruppe 3 - Syntac® am apikalen Wurzel Drittel - ergab einen Mittelwert von 6,38 MPa und eine Standardabweichung von 2,24. Das ermittelte Minimum war 3,56 MPa und das Maximum 10,74 MPa.

Tab.6 Messwerte Versuchsreihe 3

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	2,87	8,44	5,65	3,68	4,94	6,56	5,94	3,90	5,33	2,80
Kraft / Fläche (MPa)	3,66	10,74	7,19	4,68	6,29	8,35	7,56	4,97	6,78	3,56

Versuchsgruppe 4 - Panavia™ F 2.0 am koronalen Wurzel Drittel - zeigte einen Mittelwert von 12,63 MPa bei einer Standardabweichung von 2,71. Das ermittelte Minimum betrug 9,18 MPa und das Maximum lag bei 17,32 MPa.

Tab.7 Messwerte Versuchsreihe 4

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	10,91	13,60	12,15	7,21	10,79	9,90	7,70	8,78	7,41	10,74
Kraft / Fläche (MPa)	13,89	17,32	15,47	9,18	13,74	12,61	9,80	11,18	9,43	13,67



In der Versuchsgruppe 5 - Panavia™ F 2.0 am mittleren Wurzelf Drittel - lag der Mittelwert für die Haftkraft bei 8,18 MPa und die Standardabweichung bei 3,03. Der niedrigste ermittelte Wert betrug 4,78 MPa und der höchste 13,23 MPa.

Tab.8 Messwerte Versuchsreihe 5

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	3,75	9,28	5,16	4,23	10,39	6,29	4,23	4,87	7,24	8,80
Kraft / Fläche (MPa)	4,78	11,82	6,57	5,39	13,23	8,01	5,39	6,20	9,22	11,21

Die Untersuchung der Versuchsreihe 6 - Panavia™ F 2.0 am apikalen Wurzelf Drittel - ergab einen Mittelwert von 4,82 MPa bei einer Standardabweichung von 1,67. Das Minimum lag bei 2,94 MPa und der Maximalwert bei 8,48 MPa.

Tab.9 Messwerte Versuchsreihe 6

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	2,76	5,04	3,10	3,57	4,02	6,66	2,31	4,19	3,73	2,50
Kraft / Fläche (MPa)	3,52	6,42	3,95	4,54	5,12	8,48	2,94	5,33	4,75	3,18

In der Versuchsgruppe 7 - RealSeal™ am koronalen Wurzelf Drittel - betrug der Mittelwert 8,01 MPa und die Standardabweichung 5,49. Der Minimalwert ergab 4,28 MPa und das Maximum lag bei 19,40 MPa.

Tab.10 Messwerte Versuchsreihe 7

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	9,42	11,86	4,64	3,57	3,47	4,58	3,37	3,36	3,37	15,24
Kraft / Fläche (MPa)	12,00	15,10	5,91	4,55	4,42	5,83	4,29	4,28	4,29	19,40

Versuchsgruppe 8 - RealSeal™ am mittleren Wurzelf Drittel - zeigte einen Mittelwert von 6,78 MPa bei einer Standardabweichung von 3,71. Das ermittelte Minimum betrug 2,53 MPa und das Maximum lag bei 13,90 MPa.

Tab.11 Messwerte Versuchsreihe 8

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	4,63	4,61	8,68	4,57	1,99	3,69	7,96	3,97	2,23	10,92
Kraft / Fläche (MPa)	5,90	5,87	11,05	5,82	2,53	4,70	10,13	5,05	2,84	13,90

Die Versuchsreihe 9 - RealSeal™ am apikalen Wurzel Drittel - zeigte einen Mittelwert von 3,74 MPa bei einer Standardabweichung von 0,92. Das Minimum für die Haftkraft betrug 2,54 MPa und der Maximalwert lag bei 5,26 MPa.

Tab.12 Messwerte Versuchsreihe 9

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	3,59	3,01	2,26	2,24	1,99	2,63	3,09	3,81	4,13	2,63
Kraft / Fläche (MPa)	4,57	3,83	2,88	2,85	2,54	3,35	3,94	4,85	5,26	3,35

In der Versuchsgruppe 10 - Futurabond NR am koronalen Wurzel Drittel - konnte ein Mittelwert von 11,49 MPa bei einer Standardabweichung von 2,98 ermittelt werden. Das Minimum betrug 7,42 MPa und das Maximum lag bei 15,65 MPa.

Tab.13 Messwerte Versuchsreihe 10

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	7,64	9,67	8,69	9,76	6,51	11,55	6,61	5,83	12,29	11,67
Kraft / Fläche (MPa)	9,73	12,31	11,06	12,43	8,29	14,70	8,42	7,42	15,65	14,86

Die Versuchsreihe 11 - Futurabond NR am mittleren Wurzel Drittel - ergab einen Mittelwert von 10,03 MPa und eine Standardabweichung von 3,23. Der niedrigste ermittelte Wert lag bei 5,80 MPa und der höchste Wert ergab 14,58 MPa.

Tab.14 Messwerte Versuchsreihe 11

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	7,75	11,45	4,56	4,76	7,24	8,65	8,66	4,80	10,07	10,81
Kraft / Fläche (MPa)	9,87	14,58	5,80	6,06	9,22	11,01	11,03	6,11	12,82	13,77

Die Untersuchung der Versuchsreihe 12 - Futurabond NR am apikalen Wurzel Drittel - ergab einen Mittelwert von 8,38 MPa bei einer Standardabweichung von 2,27. Das Minimum lag bei 5,59 MPa und der Maximalwert betrug 12,89 MPa.

Tab.15 Messwerte Versuchsreihe 12

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft (N)	4,39	6,75	5,46	7,31	8,35	5,50	5,50	10,12	7,58	4,89
Kraft / Fläche (MPa)	5,59	8,59	6,95	9,31	10,63	7,00	7,00	12,89	9,65	6,22

Die Abbildung 2 zeigt eine Übersicht aller Messwerte (blau dargestellt) und die dazugehörigen Mittelwerte (rot gekennzeichnet). Die Ziffern 1 bis 12 kennzeichnen die einzelnen Versuchsgruppen. Es wird ersichtlich, dass die höchste Haftkraft von 21,20 MPa mit Syntac® am koronalen Wurzelabschnitt erreicht wurde. Den geringsten Wert von 2,53 MPa erzielte RealSeal™ am mittleren Wurzelabschnitt.

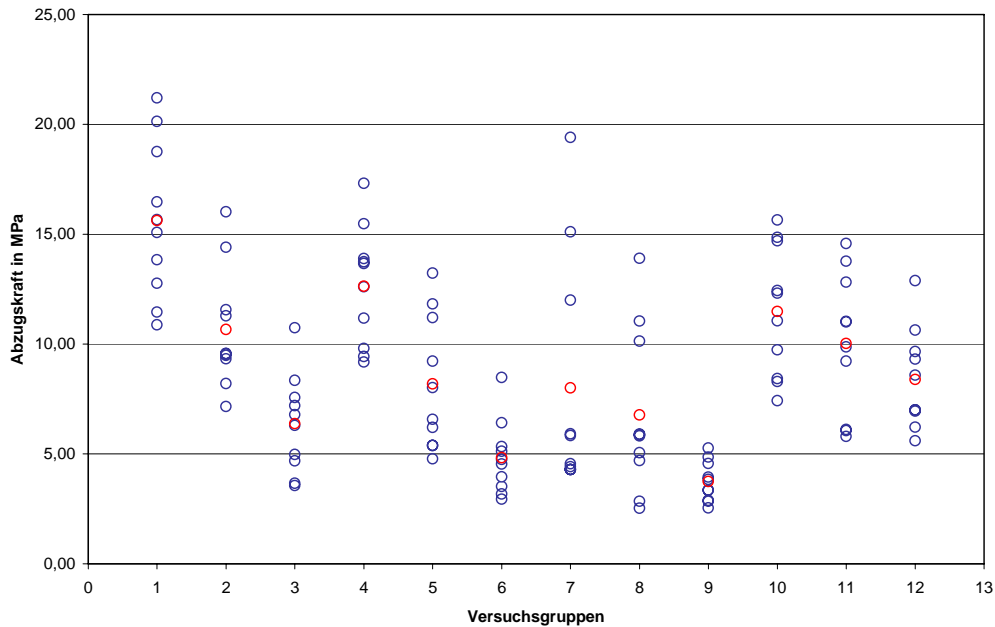


Abb.2 Übersicht aller Messwerte

## 4.2 Statistische Auswertung

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

Innerhalb der drei Versuchsgruppen mit Syntac® unterscheiden sich die gemessenen Haftkräfte zwischen dem koronalen und dem mittleren sowie apikalen Wurzelabschnitt signifikant ( $p \leq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Die ermittelten Haftkräfte zwischen mittlerem und apikalem Wurzelabschnitt sind jedoch nicht signifikant ( $p \geq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Die Untersuchung von Panavia™ F 2.0 in den Versuchsreihen 4 bis 6 ergab einen signifikanten Unterschied zwischen dem koronalen und dem apikalen Wurzelabschnitt ( $p \leq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Keine Signifikanz konnte im Vergleich mittleres zu koronalem und mittleres zu apikalem Wurzelabschnitt festgestellt werden ( $p \geq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). In der vergleichenden Betrachtung der Haftkräfte innerhalb der Versuchsgruppen mit

RealSeal™ war das Ergebnis nicht signifikant ( $p \geq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Auch die ermittelten Haftkräfte von Futurabond NR sind zwischen den einzelnen Wurzelabschnitten nicht signifikant ( $p \geq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test).

Im Vergleich der Gruppen nach Wurzellokalisierung zeigt sich, dass die Haftkräfte von Syntac® am koronalen Wurzel Drittel sowohl zu Panavia™ F 2.0 als auch zu Futurabond NR am koronalen Drittel nicht signifikant sind ( $p \geq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Die Ergebnisse von Syntac® am koronalen Drittel verglichen mit denen von RealSeal™ sind signifikant ( $p \leq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Am mittleren Wurzelabschnitt ergab die statistische Auswertung von Syntac®, Panavia™ F 2.0, RealSeal™ und Futurabond NR keine signifikanten Unterschiede der gemessenen Haftkräfte ( $p \geq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Dieses Ergebnis resultiert auch aus der vergleichenden Betrachtung der apikalen Wurzel Drittel der Versuchsgruppen.

Die nachfolgende Abbildung zeigt in vergleichender Weise die wesentlichen Unterschiede der einzelnen Versuchsgruppen untereinander. Die signifikanten Unterschiede sind rot hervorgehoben.

Tab.16 Darstellung der Haftkrafteergebnisse im Vergleich

	Syntac®			Panavia F 2.0			Real Seal™			Futurabond NR		
	k	m	a	k	m	a	k	m	a	k	m	a
<u>Syntac®</u>												
koronal	x	s	s	n.s.	s	s	s	s	s	n.s.	s	s
mittig	s	x	n.s.	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	n.s.
apikal	s	n.s.	x	s	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.
<u>Panavia F 2.0</u>												
koronal	n.s.	n.s.	s	x	n.s.	s	s	s	s	n.s.	n.s.	n.s.
mittig	s	n.s.	n.s.	n.s.	x	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
apikal	s	s	n.s.	s	n.s.	x	n.s.	n.s.	n.s.	s	s	n.s.
<u>Real Seal™</u>												
koronal	s	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	x	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
mittig	s	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	n.s.	x	n.s.	s	n.s.	n.s.
apikal	s	s	n.s.	s	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	x	s	s	s
<u>Futurabond NR</u>												
koronal	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	s	n.s.	s	s	x	n.s.	n.s.
mittig	s	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	s	n.s.	x	n.s.
apikal	s	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	s	n.s.	n.s.	x

s.....signifikant      n.s.....nicht signifikant

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

### 4.3 Qualitative Analyse

Nach der Bestimmung der Haftkräfte wurden die Proben für die qualitative Auswertung unter dem Rasterelektronenmikroskop in unterschiedlichen Vergrößerungen betrachtet. Dadurch sollten sie bezüglich ihrer Oberflächenstruktur analysiert und kategorisiert werden.

Prinzipiell unterscheidet man drei verschiedene Bruchmuster. Bei einem adhäsiven Bruch befindet sich die Frakturlinie zwischen zwei unterschiedlichen Materialien, beispielsweise zwischen Dentin und Haftvermittlersubstanz. Ein Bruch wird als kohäsiv bezeichnet, wenn die Frakturfläche innerhalb eines Materials, d.h. im Komposit, im Haftvermittler oder im Dentin selber liegt. Besteht ein Bruch aus Anteilen adhäsiver und kohäsiver Bruchflächen wird er als gemischter Bruch bezeichnet.

Zusätzlich sollten mit Hilfe der rasterelektronenmikroskopischen Analyse eventuelle Korrelationen zwischen den Haftkrafteergebnissen und der Probenoberfläche eruiert werden.

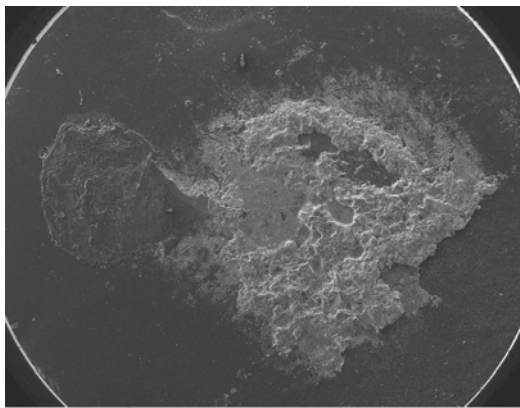
#### 4.3.1 Frakturanalyse

Bei 75% aller untersuchten Proben wurden gemischte Brüche mit adhäsiver Tendenz festgestellt. Dieser Bruchform sind die Versuchsreihen mit Syntac<sup>®</sup>, RealSeal<sup>™</sup> und Futurabond NR zuzuordnen. Auffallend ist, dass alle Proben der Versuchsreihen mit Panavia<sup>™</sup> F 2.0 eindeutig eine kohäsive Fraktur aufzeigen.

Es konnte jedoch kein direkter Zusammenhang zwischen den Zugfestigkeitswerten der einzelnen Gruppen und den Brucharten festgestellt werden. So zeigt die Versuchsgruppe 1 - Syntac<sup>®</sup> am koronalen Wurzeldrittel - die höchsten Haftkräfte. Im Vergleich dazu wurden die geringsten Haftkräfte bei RealSeal<sup>™</sup> am mittleren Wurzelabschnitt - Versuchsreihe 8 - gemessen. Beide Gruppen sind aufgrund der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung den gemischten Brüchen zuzuordnen.

## Versuchsgruppe 1: Syntac® am koronalen Wurzel Drittel

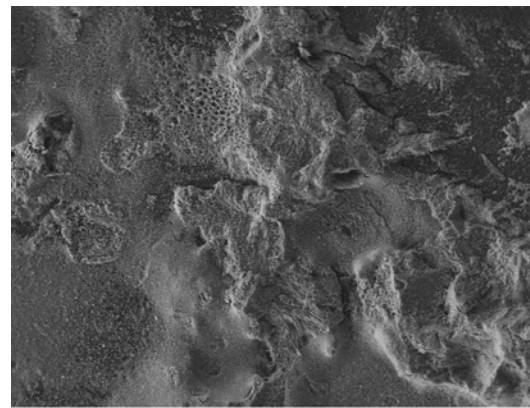
Die Übersichtsaufnahme zeigt eine relativ homogene Oberfläche. Deutlich zu erkennen ist das anhaftende Füllungsmaterial auf der Dentinoberfläche im Prüfbereich, was für einen guten Haftverbund zwischen Syntac® und Tetric EvoCeram® spricht. In den Detailvergrößerungen werden die aufgebrochene Schicht des Füllungswerkstoffes und die teilweise freigelegte Hybridschicht sichtbar. Es sind jedoch keine freiliegenden Dentintubuli zu erkennen, was für einen suffizienten Verbund zwischen Syntac® und der Wurzelentinoberfläche spricht. Die Brüche dieser Gruppe sind gemischt.



Dentinprobe I - 40 Übersicht 10kV 40x 8mm 600 µm

Abb.3

Übersichtsaufnahme 40fache Vergrößerung, der Kunststoff bedeckt noch einen großen Teil der Dentinoberfläche



Dentinprobe I - 40 Zentrum Bruchstelle 10kV 300x 8mm 80 µm

Abb.4

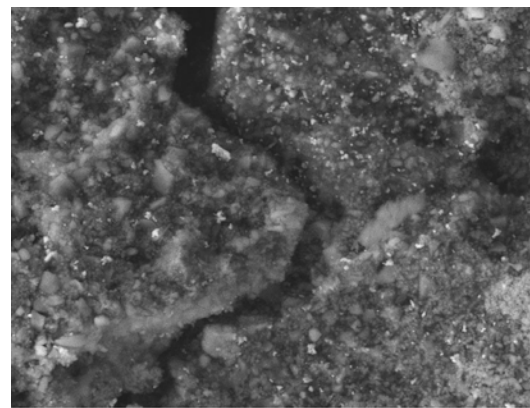
Detailaufnahme 300fache Vergrößerung, Darstellung der zentralen Bruchstelle



Dentinprobe I - 40 Zentrum Bruchstelle 10kV 1000x 8mm 20 µm

Abb.5

Vergrößerung 1000fach, aufgebrochener Füllwerkstoff



Dentinprobe I - 40 Zentrum Bruchfläche 10kV 5000x 8mm 5 µm

Abb.6

Detailvergrößerung 5000fach, Infraktur des Komposits und partiell freigelegte Hybridschicht ohne eröffnete Dentintubuli

## Versuchsgruppe 2: Syntac® am mittleren Wurzeldrittel

Auch in dieser Gruppe ist bereits in der Übersicht der noch anhaftende Füllungswerkstoff auf der Prüfkörperoberfläche zu erkennen, was auch am mittleren Wurzeldentinabschnitt für einen guten Haftverbund spricht. Nahezu die Hälfte des Prüfbereichs ist noch mit Füllungswerkstoff überzogen. Die Detailaufnahmen zeigen eine partiell freigelegte, aber unversehrte Hybridschicht, mit teilweise aufgelagerten Kunststoffstrukturen, ohne Eröffnung der Dentintubuli. Dies spricht für die effektive Versiegelung der Dentineoberfläche durch das Adhäsivsystem. In dieser Gruppe ist die Bruchform gemischt.

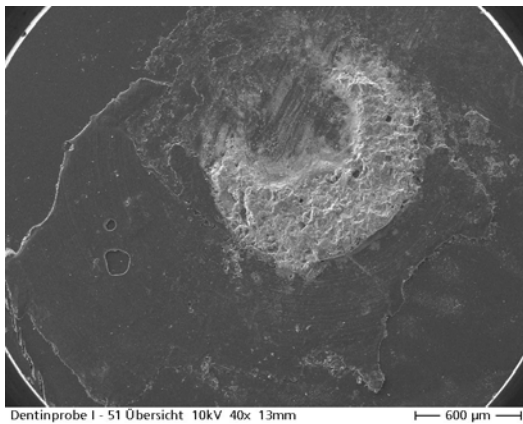


Abb.7

Übersichtsdarstellung in 40facher Vergrößerung, der Kunststoff bedeckt etwa die Hälfte der Dentineoberfläche

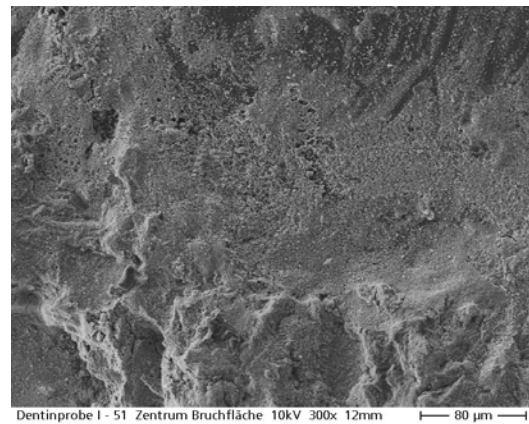


Abb.8

Vergrößerung 300fach, zentrale Bruchstelle im Übergangsbereich freigelegte Hybridschicht - aufgelagerte Füllstoffe

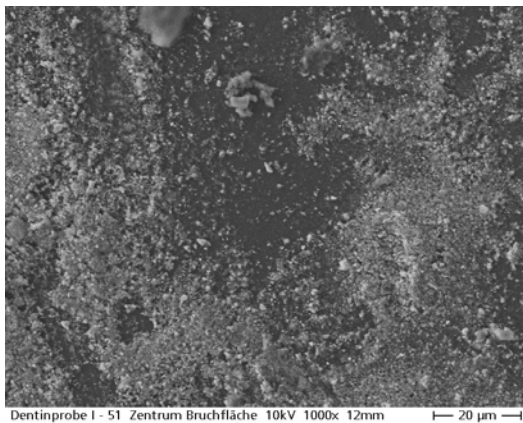


Abb.9

Vergrößerung 1000fach, inhomogene Bruchstelle

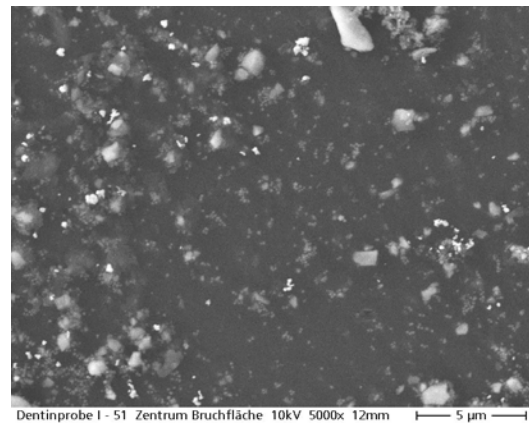
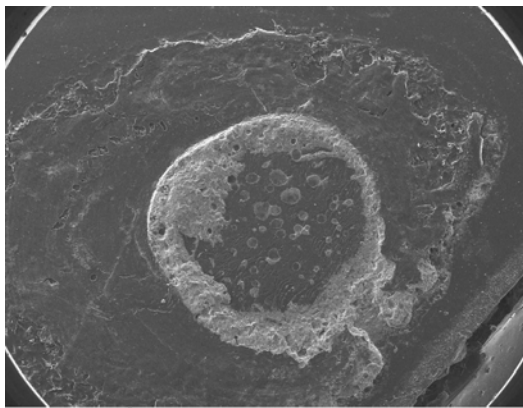


Abb.10

Detailaufnahme mit 5000facher Vergrößerung, freigelegte Hybridschicht mit partiell anhaftenden Kunststoffpartikeln

## Versuchsgruppe 3: Syntac® am apikalen Wurzel Drittel

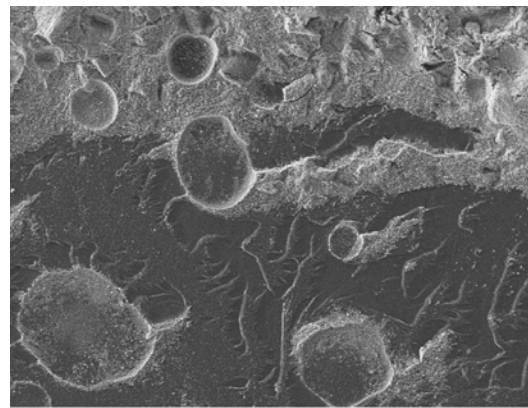
In der Übersichtsaufnahme ist deutlich zu erkennen, dass lediglich der Randbereich der Prüfzone noch mit Kompositmaterial überzogen ist. Im Zentrum liegt die Hybridschicht nahezu vollständig frei, was wiederum für eine suffiziente Verbindung zwischen Syntac® und der Dentinoberfläche spricht. Der Haftverbund hat zentral nachweislich zwischen Syntac® und Tetric EvoCeram® versagt. Auch in dieser Versuchsgruppe blieb die Dentinoberfläche ungeöffnet. Somit kann diese Gruppe ebenfalls der gemischten Bruchform zugeordnet werden.



Dentinprobe I - 65 Übersicht 10kV 40x 13mm 600 µm

Abb.11

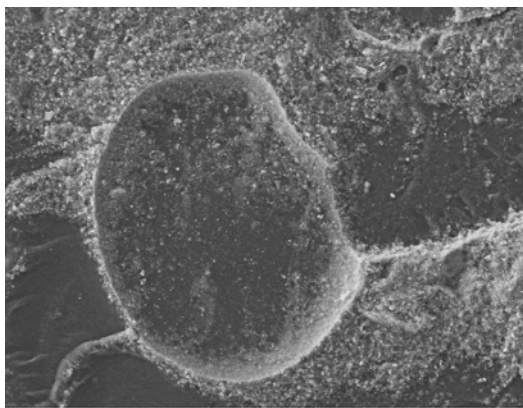
Übersicht bei 40facher Vergrößerung, deutlich erkennbar ist das kompositfreie Zentrum



Dentinprobe I - 65 Zentrum Bruchfläche 10kV 300x 13mm 80 µm

Abb.12

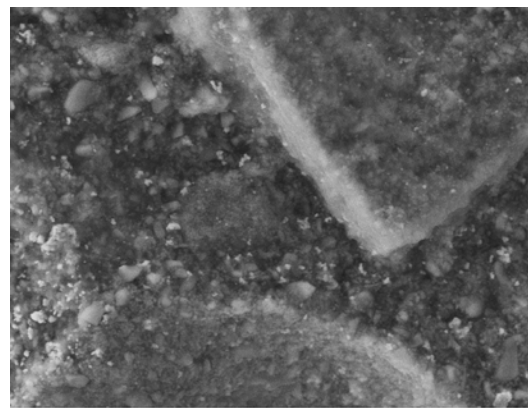
Detailaufnahme 300facher Vergrößerung, Bruchfläche im peripheren Bereich



Dentinprobe I - 65 Zentrum Bruchfläche 10kV 1000x 13mm 20 µm

Abb.13

Vergrößerung 1000fach, freigelegte Hybridschicht neben anhaftendem Füllwerkstoff



Dentinprobe I - 65 Zentrum Bruchfläche 10kV 5000x 13mm 5 µm

Abb.14

Vergrößerung 5000fach, aufgebrochene Oberfläche ohne eröffnete Dentintubuli

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Aufnahmen das gute Haftpotential von Syntac® an allen Bereichen des Wurzel dentins bestätigen.



## Versuchsgruppe 4: Panavia™ F 2.0 am koronalen Wurzel Drittel

Die Übersicht zeigt ein oberflächlich aufgelagertes Konglomerat aus Füllwerkstoff und Haftvermittler mit partiellen Vertiefungen. In den Detailaufnahmen sind deutliche Bruchkanten unterbrochen durch kreisrunde Gebilde erkennbar. Bei den Vertiefungen handelt es sich vermutlich um partielle Lufteinschlüsse während der Füllwerkstoffvorbereitung. Trotz der aufgebrochenen Oberfläche wurde der Haftvermittler nicht von der Dentinoberfläche entfernt, weshalb auch keine freigelegten Dentintubuli erkennbar sind (Abb.18). Die Fraktur liegt im Bereich des Füllungswerkstoffes, so dass es sich hier um einen kohäsiven Bruch handelt. Dies bestätigt einen guten Haftverbund zwischen Panavia™ F 2.0 und der Dentinoberfläche.

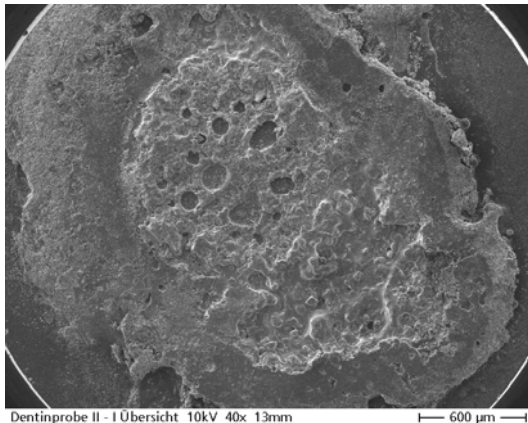


Abb.15

Übersichtsaufnahme 40fache Vergrößerung, Konglomerat aus Füllwerkstoff und Haftvermittler

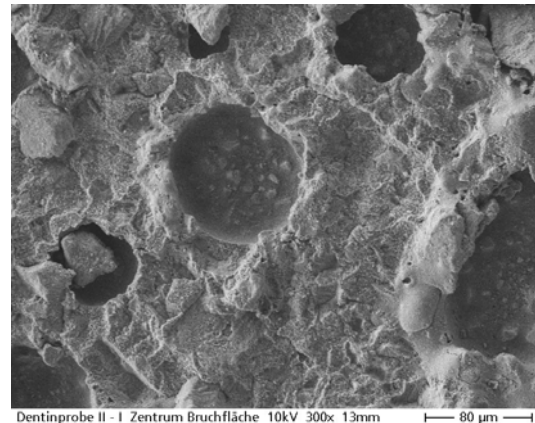


Abb.16

Aufnahme mit 300facher Vergrößerung, zentrale Bruchstelle

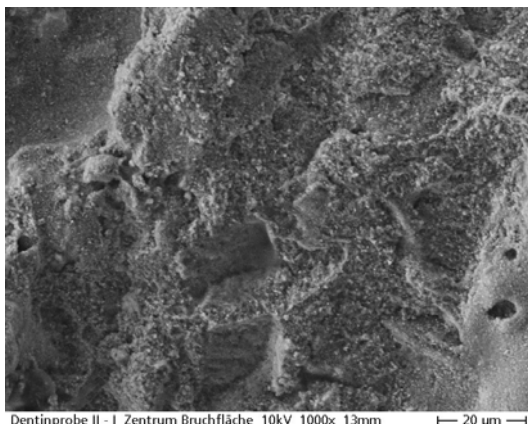


Abb.17

Vergrößerung 1000fach, scharfkantige Fraktur im Füllungswerkstoff

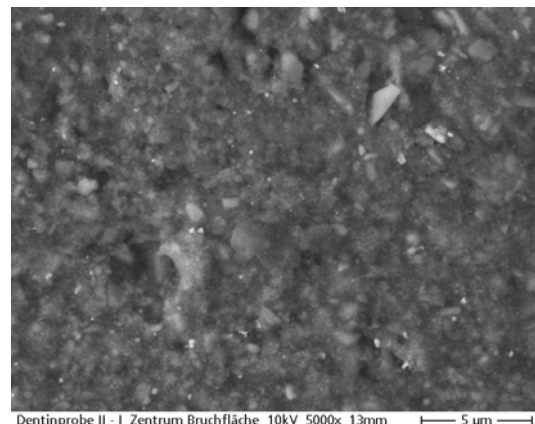
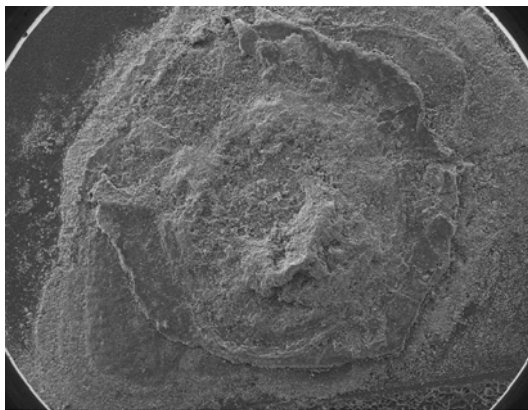


Abb.18

Detailaufnahme 5000fache Vergrößerung, die Hybridschicht ist trotz scharfkantigen Bruchs gänzlich verschlossen geblieben

## Versuchsgruppe 5: Panavia™ F 2.0 am mittleren Wurzel Drittel

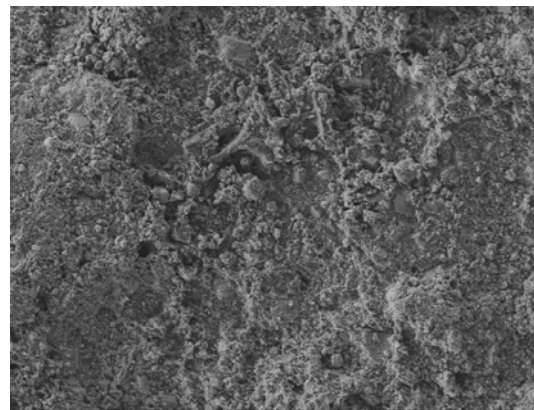
Die Übersichtsaufnahme zeigt eine relativ homogene, erhabene Oberfläche, die bereits für einen Abriss innerhalb des Füllwerkstoffes spricht. In den Detailvergrößerungen lässt sich eine inhomogene Zusammensetzung des Füllwerkstoffes erkennen. Scharfkantige Strukturen sind unterbrochen durch abgerundete Frakturbereiche (Abb.22). Der Bruch befindet sich gänzlich im Füllungsmaterial ohne eine partielle Freilegung der Haftvermittlerschicht oder der Wurzelentin Oberfläche, deshalb kann auch diese Gruppe der kohäsiven Fraktur zugeordnet werden.



Dentinprobe II - II Übersicht 10kV 40x 13mm

Abb.19

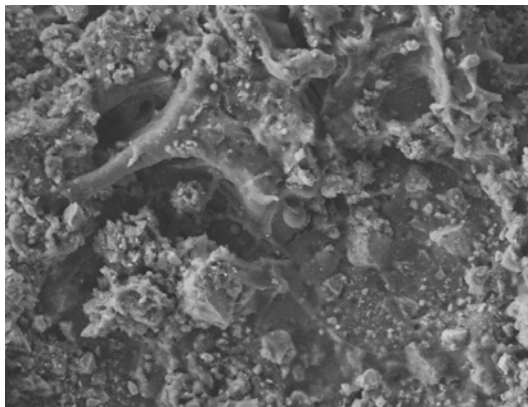
Übersicht bei 40facher Vergrößerung,  
kegelförmige Bruchfläche



Dentinprobe II - II Zentrum Bruchfläche 10kV 300x 12mm

Abb.20

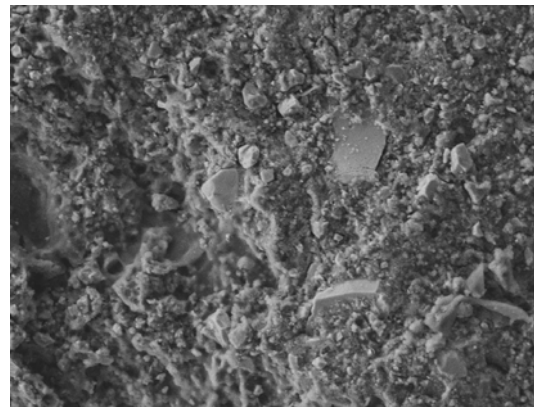
zentrale Bruchstelle mit inhomogener Fraktur  
des Füllmaterials bei 300facher Vergrößerung



Dentinprobe II - II Zentrum Bruchfläche 10kV 1000x 12mm

Abb.21

Detailaufnahme 1000fache Vergrößerung,  
inhomogene Oberfläche bei unversehrter  
Hybridschicht



Dentinprobe II - II Zentrum Bruchfläche 10kV 1000x 12mm

Abb.22

im Vergleich eine andere Stelle der Fraktur  
ebenfalls 1000fache Vergrößerung,  
homogenere Oberfläche bei unversehrter  
Hybridschicht

## Versuchsgruppe 6: Panavia™ F 2.0 am apikalen Wurzel Drittel

Die Übersicht zeigt eine homogene Bedeckung der Probenoberfläche mit dem Prüfmateriale. Lediglich im Randbereich ist eine deutliche Bruchfläche zu erkennen, die in Abbildung 25 dargestellt ist. In der Detailvergrößerung wird zentral eine homogene Oberfläche ohne erkennbare Bruchkanten sichtbar. Ohne Freilegung der Dentinoberfläche bestätigt sich der gute Haftverbund zwischen Panavia™ F 2.0 und dem Dentin. Die Ergebnisse dieser Gruppe lassen eine kohäsive Bruchform erkennen.

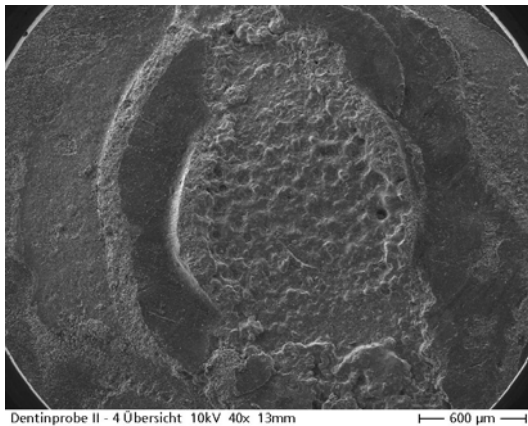


Abb.23

Übersichtsaufnahme mit 40facher Vergrößerung, periphere Fraktur des Prüfmateriale

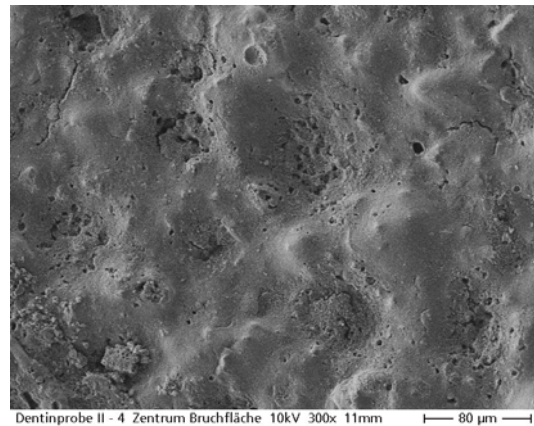


Abb.24

Vergrößerung 300fach, zentrale Bruchfläche mit homogener Oberfläche

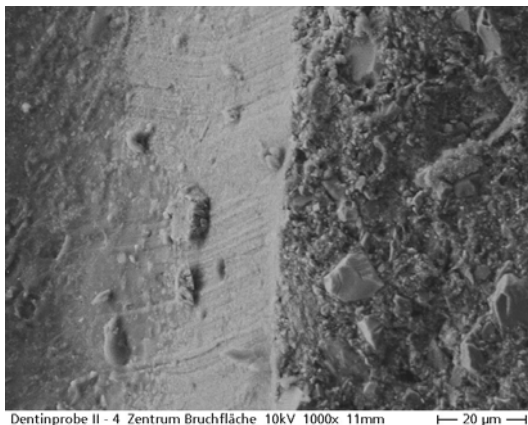


Abb.25

Vergrößerung 1000fach, peripherer Frakturbereich mit deutlicher Bruchkante (rechte Bildhälfte)

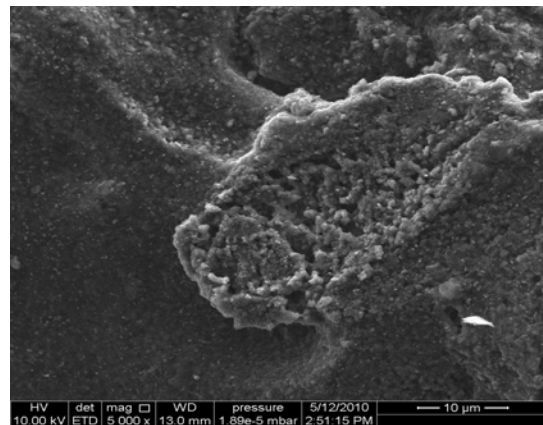


Abb.26

Detailvergrößerung 5000fach, zentrale Bruchfläche ohne eröffnete Dentin-oberfläche

Die rasterelektronenmikroskopische Analyse zeigt, dass Panavia™ F 2.0 einen suffizienten Verbund zur Wurzelentin Oberfläche herzustellen vermag und bestätigt die Anwendungsempfehlung als Befestigungsmateriale am Wurzelentin.

## Versuchsgruppe 7: RealSeal™ am koronalen Wurzel Drittel

Die Übersichtsvergrößerung lässt makroskopisch einen nahezu vollständigen Abriss des Füllungswerkstoffes von der Dentinoberfläche erkennen, was auf ein Versagen der Haftverbindung zwischen RealSeal™ und der Wurzeloberfläche hindeutet. Bereits bei 300facher Vergrößerung wird die freigelegte Dentinoberfläche erkennbar. In den Detailaufnahmen höherer Vergrößerungen zeigen sich die freigelegten Dentintubuli und die abgerissenen Kunststofftags deutlicher, ein Zeichen insuffizienter Infiltration. Partiiell haften noch einige Reste des Füllstoffes auf der Oberfläche. Die bei dieser Gruppe aufgetretene Bruchform ist gemischt.



Abb.27

Übersicht mit 40facher Vergrößerung, nahezu vollständiger Abriss des Füllstoffes von der Dentinoberfläche

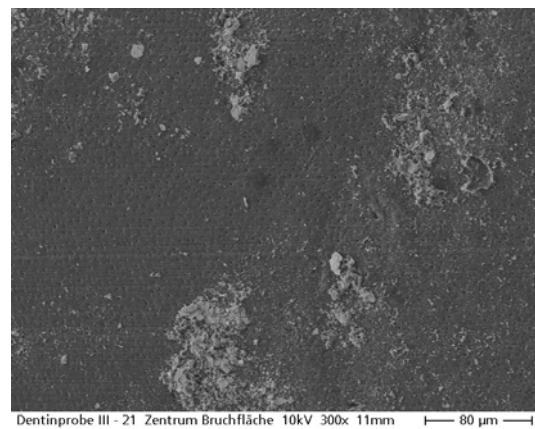


Abb.28

Detailvergrößerung 300fach, anhaftende Füllstoffreste auf der freigelegten Dentinoberfläche

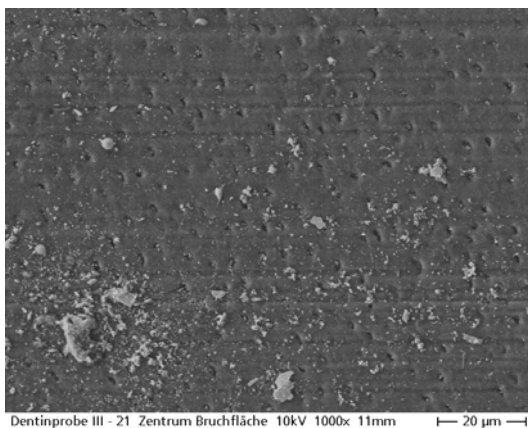


Abb.29

Aufnahme mit 1000facher Vergrößerung, abgerissene Kunststofftags in den Dentintubuli und leere Kanälchen

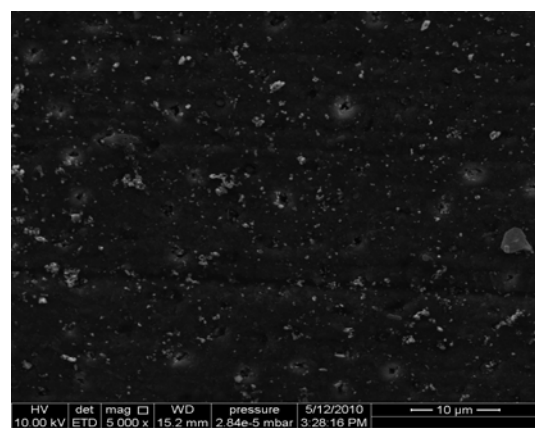


Abb.30

Vergrößerung 5000fach, Darstellung der zerstörten Hybridschicht

## Versuchsgruppe 8: RealSeal™ am mittleren Wurzel Drittel

In der Übersicht zeigt sich eine inhomogene Prüfoberfläche, die freigelegte Dentinareale und Bereiche mit anhaftendem Füllungswerkstoff enthält. Die Detailaufnahmen verdeutlichen den inhomogenen Bruch. Abbildung 32 zeigt eine scheinbar intakte Oberfläche mit aufgelagertem Füllwerkstoff. In der weiteren Vergrößerung werden die freigelegten Dentintubuli, die noch partiell mit Plättchen des aufgetragenen Prüfmaterials verdeckt sind, deutlich sichtbar, was für ein Versagen des Haftverbundes spricht. Es zeigt sich eine aufgebrochene Hybridschicht, weshalb es sich bei dieser Gruppe um eine gemischte Bruchform handelt.

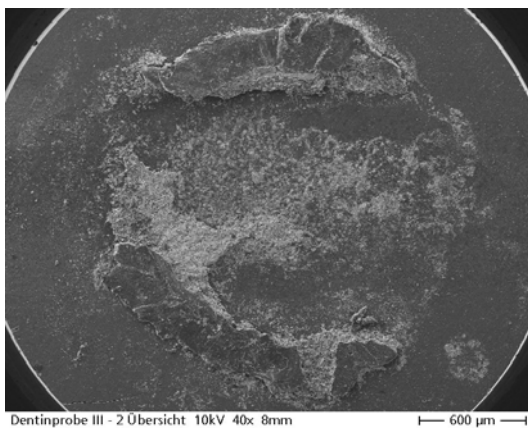


Abb.31

Übersicht in 40facher Vergrößerung, inhomogene Prüfoberfläche mit versehrten und unversehrten Bereichen

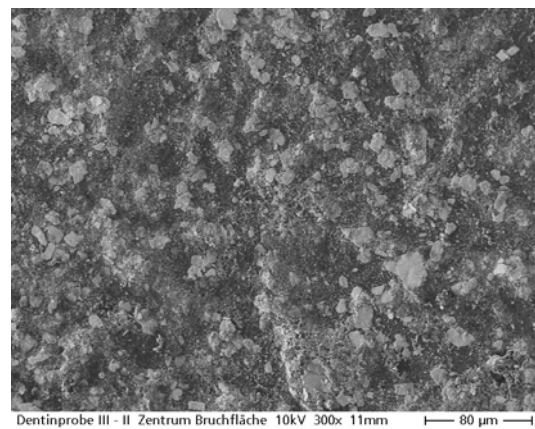


Abb.32

Vergrößerung 300fach, zentrale Bruchstelle mit scheinbar unversehrter Oberfläche und aufgelagertem Füllmaterial

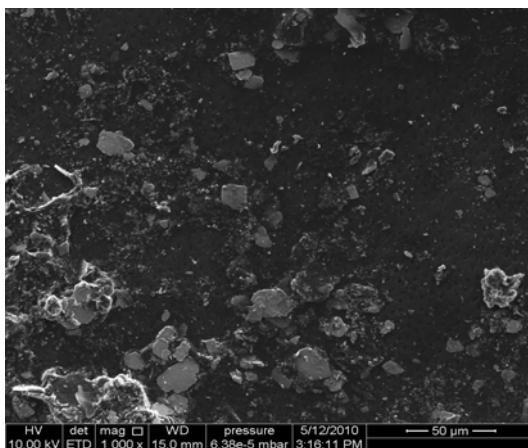


Abb.33

Detailvergrößerung 1000fach, partiell durch Füllpartikel verdeckte, freigelegte Dentinoberfläche

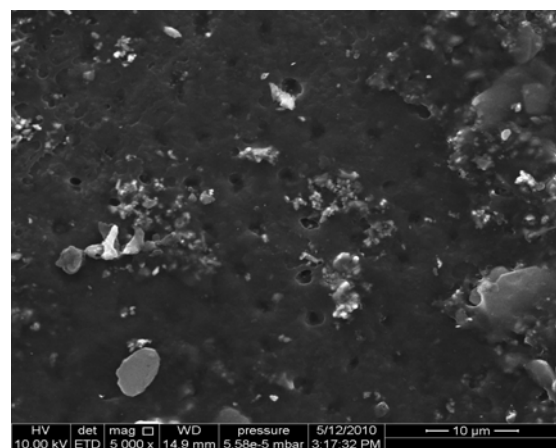


Abb.34

Aufnahme mit 5000facher Vergrößerung, Darstellung der versehrten Hybridschicht sowie freigelegten Dentintubuli

## Versuchsreihe 9: RealSeal™ am apikalen Wurzel Drittel

Auch in dieser Gruppe zeigt bereits die Übersicht einen nahezu vollständigen Abriss des Füllungsmaterials von der Prüfoberfläche, der wie am koronalen Wurzelabschnitt auf ein Versagen des Verbundes zwischen RealSeal™ und der Wurzelentintoberfläche hindeutet. Die Detailvergrößerungen zeigen eine längs strukturierte Oberfläche mit Resten des Untersuchungsmaterials und die freigelegten Dentintubuli. Auch diese Gruppe kann den gemischten Brüchen zugeordnet werden.

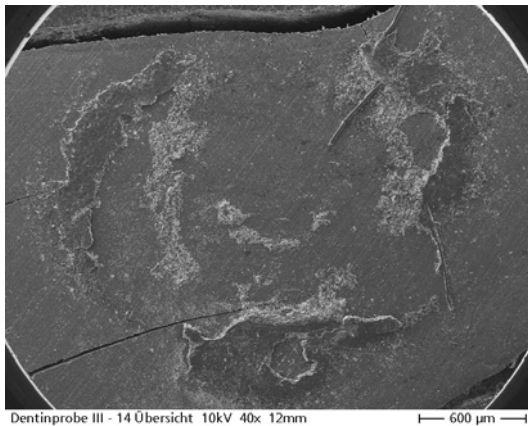


Abb.35

Übersicht in 40facher Vergrößerung, fast vollständiger Abriss des Füllmaterials von der Oberfläche

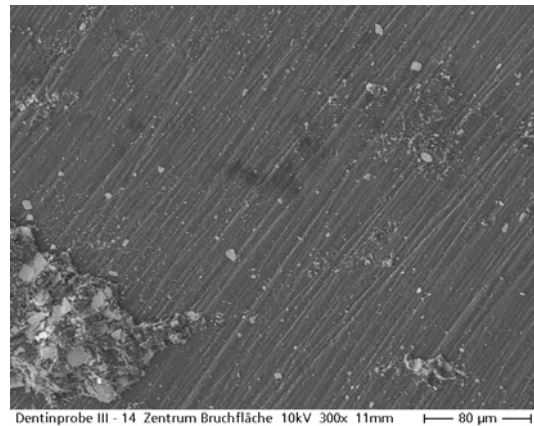


Abb.36

Vergrößerung 300fach, auf der Prüfoberfläche sind noch anhaftende Reste des Untersuchungsmaterials erkennbar

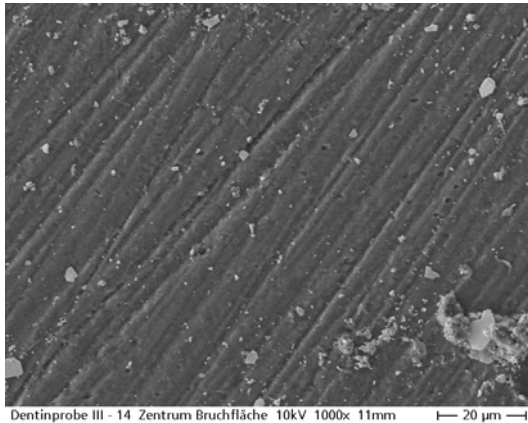


Abb.37

Vergrößerung 1000fach, eine kleine Anzahl von eröffneten Dentintubuli, die Mehrzahl der Kanäle ist verschlossen

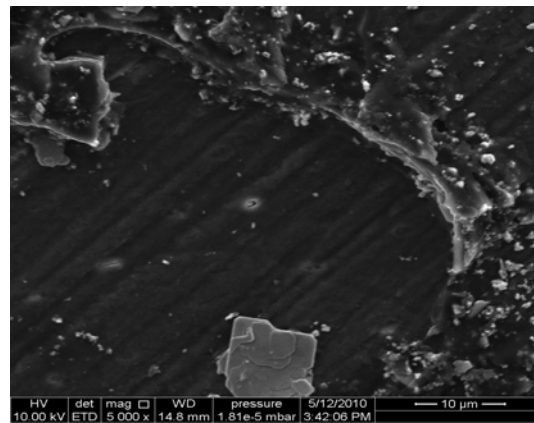


Abb.38

Detailvergrößerung 5000fach, scharfkantiger Bruch des Füllungsmaterials neben partiell freigelegten Dentintubuli

Zusammenfassend bestätigen die Abbildungen die vergleichsweise geringen Werte der Haftkraftuntersuchung durch unzureichende Infiltration. Der generierte Monoblock scheint keine Verbindung zum Wurzelentint hergestellt zu haben.



## Versuchsgruppe 10: Futurabond NR am koronalen Wurzel Drittel

In der Übersicht dieser Versuchsgruppe zeigt sich eine inhomogene Oberfläche mit anhaftenden Füllungsmaterialien und freigelegten Bereichen. Bereits Abbildung 40 veranschaulicht die eröffneten Dentintubuli, was auf ein partielles Versagen der Dentininfiltration hinweist. Die weiteren Detailvergrößerungen zeigen einen Überzug der Prüfoberfläche mit Kompositmaterial bei freigelegter bzw. eröffneter Hybridschicht. Deutlich zu erkennen sind die leeren Tubuli der Dentinoberfläche. Es handelt sich hier um einen gemischten Bruch.

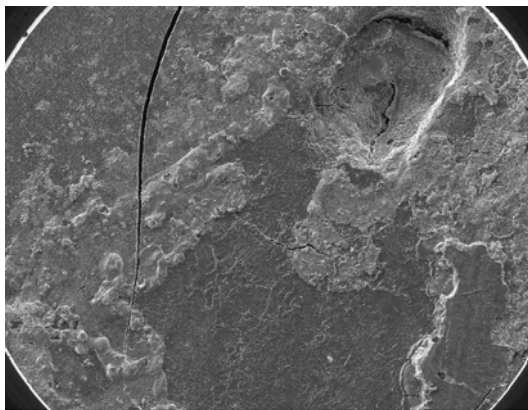


Abb.39

Übersicht in 40facher Vergrößerung, inhomogene Oberfläche mit versehrten und unversehrten Bereichen

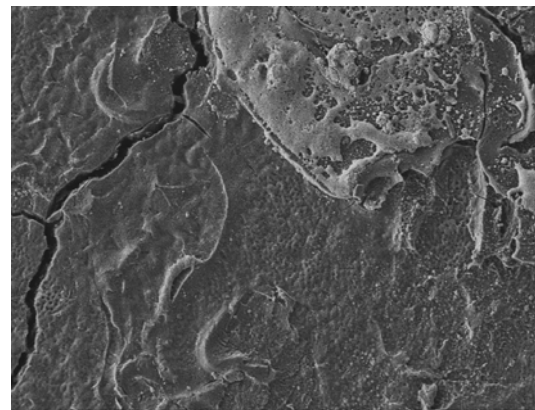


Abb.40

zentrale Bruchfläche in 300facher Vergrößerung, deutlich erkennbar das freigelegte Dentin

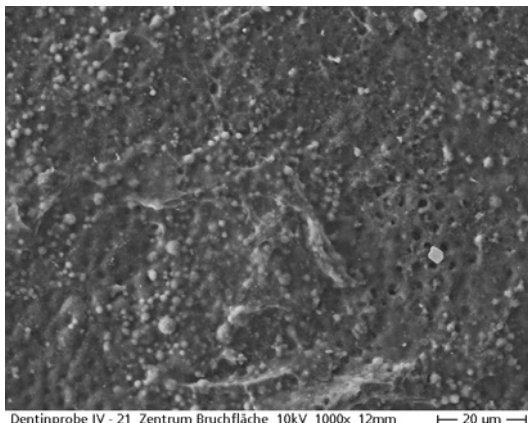


Abb.41

Vergrößerung 1000fach, Überzug der Prüfoberfläche mit Kompositpartikeln bei partiell zerstörter Hybridschicht

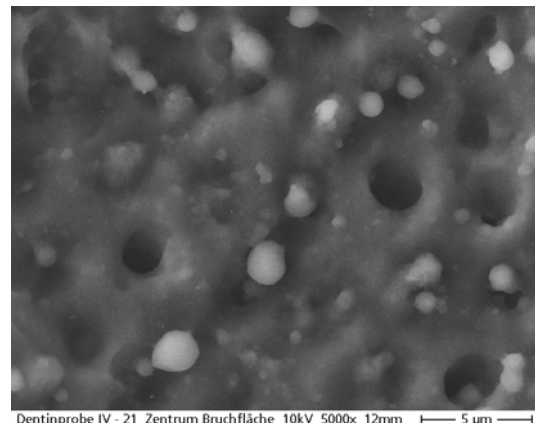
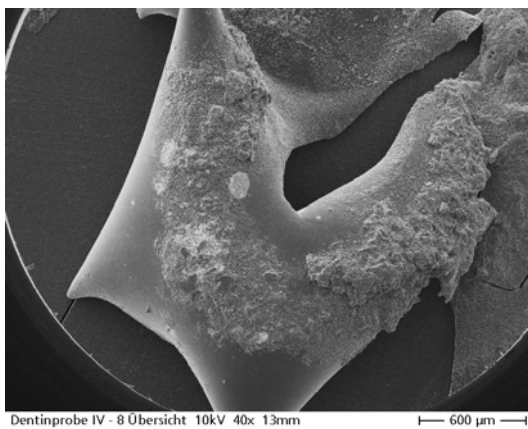


Abb.42

Detailvergrößerung 5000fach, anhaftende Füllwerkstoffe überlagern die defekte Hybridschicht sowie die leeren Dentintubuli

## Versuchsgruppe 11: Futurabond NR am mittleren Wurzel Drittel

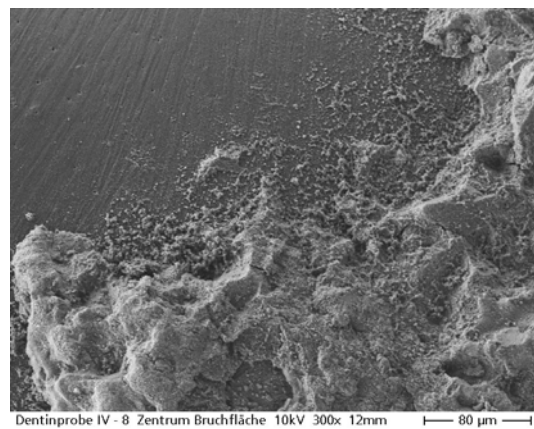
In dieser Gruppe fällt bereits makroskopisch auf, dass lediglich der Randbereich noch mit Prüfmaterial überzogen ist. Die partielle Ablösung der Adhäsivsystemkomponenten, Futurabond NR und Tetric EvoCeram<sup>®</sup>, legt die konditionierte Dentinoberfläche frei. Abbildung 45 verdeutlicht die nahezu vollständige Infiltration von Futurabond NR in die Dentintubuli, was für eine suffiziente Verbindung zwischen Wurzelentin Oberfläche und Adhäsivsystem spricht. Ein anderer Detailausschnitt der Oberfläche veranschaulicht die teilweise aufgebrochene Hybridschicht und die eröffneten Dentintubuli. Es handelt sich um einen gemischten Bruch.



Dentinprobe IV - 8 Übersicht 10kV 40x 13mm

Abb.43

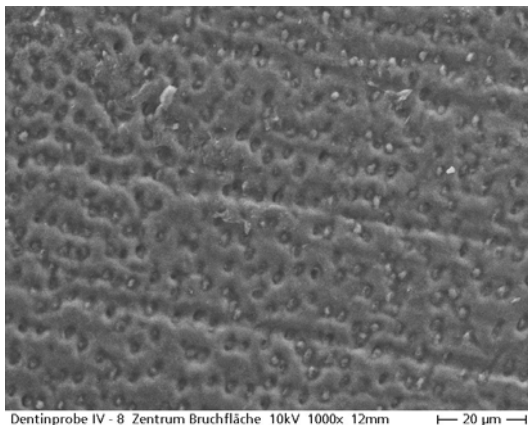
Übersichtsaufnahme 40fache Vergrößerung, kompositfreies Zentrum der Prüfoberfläche



Dentinprobe IV - 8 Zentrum Bruchfläche 10kV 300x 12mm

Abb.44

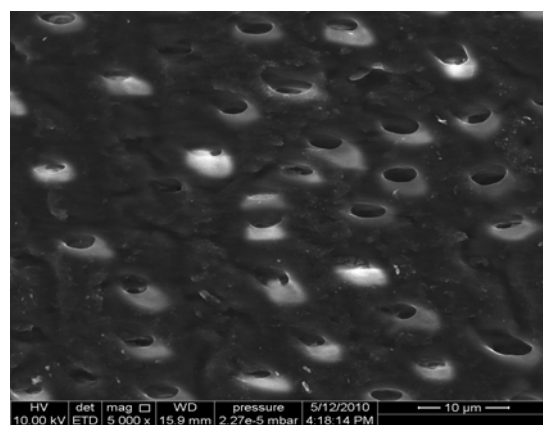
zentrale Bruchstelle mit 300facher Vergrößerung, scharfkantige Bruchareale



Dentinprobe IV - 8 Zentrum Bruchfläche 10kV 1000x 12mm

Abb.45

Vergrößerung 1000fach, deutlich sichtbare Infiltration der Dentintubuli



HV det mag WD pressure 5/12/2010 10.00 kV ETD 5.000 x 15.9 mm 2.27e-5 mbar 4.18.14 PM

Abb.46

Detailvergrößerung 5000fach, versehrte Hybridschicht mit freigelegten Dentintubuli



## Versuchsgruppe 12: Futurabond NR am apikalen Wurzel Drittel

Die Übersichtsaufnahme der Zugprobe zeigt einen nahezu vollständigen Abriss des Füllwerkstoffes, was ein Versagen des Haftvermittlers vermuten lässt. Lediglich in der Peripherie der Prüfoberfläche sind Reste des Komposits verblieben. In den Detailaufnahmen wird die teilweise versehrte Dentinoberfläche sichtbar. Es zeigt sich eine längs strukturierte Beschaffenheit der Prüfzone mit anhaftenden Kompositresten. Bei 5000facher Vergrößerung sind partiell eine versehrte Hybridschicht und vereinzelt eröffnete Dentintubuli zu sehen. Die bei dieser Gruppe auftretende Bruchform ist gemischt.

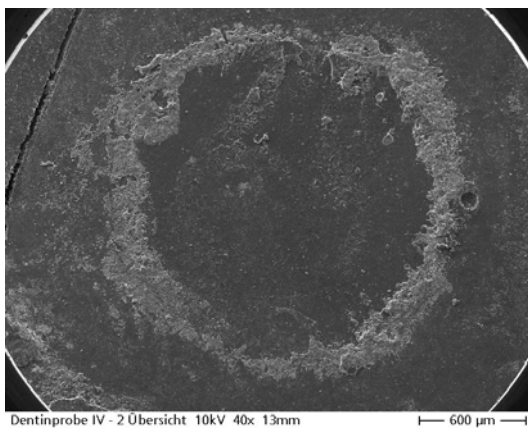


Abb.47

Übersicht in 40facher Vergrößerung  
fast vollständiger Abriss des Füllungsmaterials

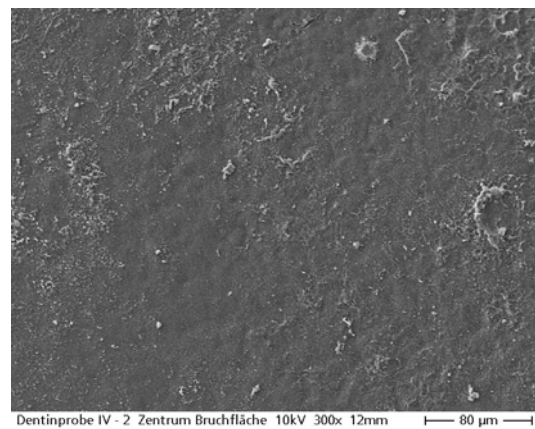


Abb.48

Vergrößerung 300fach,  
zentrale Bruchstelle mit Restpartikeln des  
Prüfmaterials

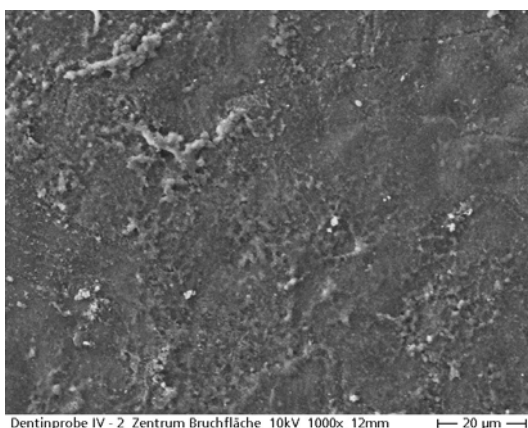


Abb.49

Vergrößerung 1000fach,  
Restpartikel bei unversehrter Prüfoberfläche

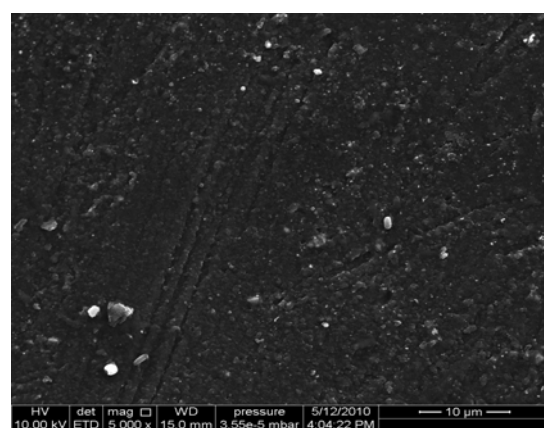


Abb.50

Detailvergrößerung 5000fach,  
längs strukturierte Oberfläche mit partiell defekter  
Hybridschicht und eröffneten Dentintubuli

Die erzielten Ergebnisse mit Futurabond NR differieren mit den aufgrund der Abbildungen vermeintlichen Haftwerten. Bei partieller Eröffnung der Dentintubuli resultieren dennoch weit höhere Zugkräfte als bei vergleichsweise ähnlichen Bildern von RealSeal™ mit wesentlich geringen Haftkräften, was für eine gute Hybridisierung der Dentinoberfläche durch Futurabond NR spricht.

## **5. DISKUSSION**

### **5.1 Material und Methode**

#### **5.1.1 Versuchszähne**

Für die Untersuchungen wurden 90 menschliche, kariesfreie Oberkieferfrontzähne der zweiten Dentition verwendet. Dadurch konnten alle in- vivo vorkommenden Faktoren, wie Kanalwandbeschaffenheit, Schmierschicht und Interaktion zwischen Füllmaterial und Dentinoberfläche berücksichtigt werden. Da es sich um gesammelte Zähne aus verschiedenen halleischen Zahnarztpraxen handelte, war keine exakte Altersbestimmung der Zähne möglich. Aus diesem Grund bleiben die physiologischen Alterungsprozesse, bei denen sich die Kanäle durch Kalzifizierung verengen, unberücksichtigt (STANLEY et al., 1983). Untersuchungen von OZER et al. (2005) bestätigen jedoch, dass das Alter des jeweiligen Zahnes keinen bemerkenswerten Einfluss auf die Qualität adhäsiver Verbindungen auf die Zahnhartsubstanzen hat.

In der Zeit zwischen Extraktion und Versuchsdurchführung wurden die Zähne bzw. die hergestellten Proben in 0,9%iger physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Nach HALLER et al. (1993) bleiben die Eigenschaften der Zähne durch physiologische Medien unbeeinflusst, weshalb sie zur kurzfristigen Aufbewahrung geeignet sind (JÖRGENSEN et al., 1985). Obwohl es keinen signifikanten Einfluss der Lagerungszeit zwischen Extraktion und Zahnbearbeitung gibt, wie verschiedene Untersuchungen feststellen konnten (MITCHEM & GRONAS, 1986; FINGER, 1988), wurde eine möglichst kurze Lagerungszeit der Versuchszähne und Versuchsproben angestrebt.

#### **5.1.2 Herstellung der Dentinproben**

Die Herstellung der Versuchsproben erfolgte unter klinischen Bedingungen. So wurde die Dentinoberfläche unter ständiger Wasserkühlung von mindestens 50 ml/min mit rotierenden Instrumenten präpariert, was nach GWINNETT (1984) zu einer reduzierten Schmierschichtbildung führt.

Die Probengröße wurde durch die Vorgabe bestimmt, dass jedes Wurzeldrittel, koronal, mittig und apikal, untersucht werden sollte, da bereits durch YOSHIYAMA et al. (1996) regionale Haftkraftunterschiede am Wurzeldentin bestätigt wurden. Studien von TAKEMORI et al. (1993) belegen, dass einzig die Probendicke die Haftkräfte beeinflusst und extrem dünne Proben, von nur 1 mm Stärke, die geringsten Haftwerte aufwiesen. Die

Einbettung in Epoxidharz hat nachweislich keinen Einfluss auf die Zugkräfte (TAKEMORI et al., 1993) und diente einzig der besseren Handhabung und Platzierung in der Versuchsanordnung. Auch der abschließende Planschliff der eingebetteten Proben hat Untersuchungen von MC INNES et al. (1990) zufolge keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkräfte, sicherte jedoch die gleiche Oberflächenbeschaffenheit aller Proben.

### **5.1.3 Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung**

In der vorliegenden Untersuchung wurden vier verschiedene Haftvermittlersysteme verwendet und die Ergebnisse miteinander verglichen. Als Kontrollgruppen dienten die mit Syntac<sup>®</sup> erzielten Werte. Zur vergleichenden Betrachtung kamen die mit Panavia<sup>™</sup> F 2.0, RealSeal<sup>™</sup> und Futurabond NR gewonnenen Ergebnisse.

Die Verarbeitung erfolgte exakt nach Herstellerangaben, denn um für die jeweiligen Haftvermittler optimale Ergebnisse zu erzielen ist nach MANHART et al. (2000) ein exaktes Einhalten der Verarbeitungsvorschriften zwingend notwendig. Auch GLEIXNER et al. (2006) und FRANKENBERGER (2006) empfehlen die unbedingte Verarbeitung nach Herstellerangaben.

Bei den Versuchsreihen mit Syntac<sup>®</sup> und Panavia<sup>™</sup> F 2.0 erfolgte die Konditionierung der Dentinoberfläche mit 37%iger Phosphorsäure für 15 Sekunden, was eine Dekalzifizierung des Dentins und die Entfernung der Schmierschicht bewirkt (IKAMI et al., 1993). Die Proben für die Untersuchung mit RealSeal<sup>™</sup> wurden für 60 Sekunden mit 17%iger EDTA-Lösung vorbehandelt. Denkbar wäre auch eine Abschlusspülung mit Chlorhexidin, die nach HERBERT et al. (2009) ebenfalls der Entfernung der Schmierschicht dient. FRANKENBERGER (2010) hingegen lehnt eine routinemäßige Anwendung von Chlorhexidin beim Bonding ab, da einerseits die bisherigen Langzeitergebnisse der modernen Adhäsivtechnik gute Ergebnisse aufweisen. Andererseits ist die mögliche Beeinflussung der verschiedenen Adhäsive durch Chlorhexidin noch nicht abschließend geklärt.

KREJCI et al. (1994) fordern eine Polymerisation von über 60 Sekunden, damit die Sauerstoffinhibition an der Oberfläche und die hydrophile Phase im Dentin die Radikalbildung und Polymerisation nicht einschränken. In der vorliegenden Untersuchung erfolgte die Polymerisation laut Herstellerangaben und variierte zwischen 20 Sekunden für Syntac<sup>®</sup>, Panavia<sup>™</sup> F 2.0 sowie Futurabond NR und 60 Sekunden für RealSeal<sup>™</sup>. Entsprechend den Empfehlungen von Krejci kann davon ausgegangen werden, dass nach

20 Sekunden Lichtpolymerisation nicht alle Monomere umgesetzt sind und erst die Polymerisation des anschließend applizierten Komposits eine vollständige Polymerisation der Adhäsive ermöglicht.

Das verwendete Füllungsmaterial Tetric EvoCeram<sup>®</sup> wurde ausschließlich in der Farbe A2 verwendet, um zu vermeiden, dass unterschiedliche Opazitäten zu einer veränderlichen Durchhärtung und damit zur Beeinflussung der Haftkräfte führen (ERICKSON & GLASSPOOLE, 1994). Eine ausreichende Durchhärtung des Komposits ist nach LUTZ und Kollegen (1992) bei einer maximal applizierten Schichtstärke von 2,5 mm möglich. Aus diesem Grund wurde bei den Versuchen die Kompositstärke auf maximal 2 mm festgelegt. Die Polymerisation erfolgte für 60 Sekunden, da ERICKSON und GLASSPOOLE eine deutliche Beeinflussung der Haftkräfte bei einer Veränderung der Polymerisationszeit bestätigen. Während der gesamten Versuchsdurchführung erfolgte die von Lutz und Kollegen geforderte Konstanzprüfung der Polymerisationsleistung der verwendeten Lampe. Die Leistung betrug konstant 650 mW/ mm<sup>2</sup>, da YAMAMOTO et al. (2006) zeigen konnten, dass zwischen 600 und 900 mW/ mm<sup>2</sup> keine Unterschiede in der Polymerisation mehr auftreten.

In der Literatur sind verschiedene Empfehlungen zu finden, wann die Haftkraftuntersuchungen erfolgen sollten. SADEK et al. (2005 und 2008) konnten belegen, dass es keine Unterschiede bei den Haftkräften bei sofortiger und nach 24- stündiger Behandlung gibt. Da bereits durch die Polymerisationsschrumpfung erhebliche Kräfte auf den Haftverbund einwirken (DAVIDSON et al., 1984), sollte in dieser Untersuchung die Soforthaftung der Adhäsivsysteme getestet werden. Um möglichst einheitliche und reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, erfolgte die Testung 15 Minuten nach der Verarbeitung von Syntac<sup>®</sup>, Panavia<sup>™</sup> F 2.0 und Futurabond NR. Bei den Versuchsreihen mit RealSeal<sup>™</sup> wurde die vom Hersteller angegebene Zeit bis zur vollständigen Aushärtung nach 30 Minuten eingehalten und anschließend mit der Untersuchung begonnen. Studien von NIELSEN et al. (2006) bestätigen eine Autopolymerisation des adhäsiven Wurzelmaterials nach maximal 30 Minuten.

Für die Überprüfung der Verbundkräfte gibt es verschiedene Methoden, wobei sich die Scher-, mit Krafteinleitung parallel zur Klebefläche, und Zugversuche, mit senkrecht zur Klebefläche eingeleiteten Kraft, etabliert haben (DE MUNCK et al., 2005). Die in dieser Studie durchgeführten axialen Zugversuche stellen eine sensibles Prüfverfahren der adhäsiven Eigenschaften von Klebeverbundsystemen unter In- vitro- Bedingungen dar (MARX und HAASS, 1992).

Die Abzugsgeschwindigkeit wurde mit 1 mm/min festgelegt, da OSHIDA et al. (1996) belegen konnten, dass bei höheren Abzugsgeschwindigkeiten das Risiko von Überlastungserscheinungen beim Adhäsiv zunimmt.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Quantitative Analyse

In allen Versuchsgruppen konnten Haftkräfte am Dentin gemessen und somit eine erfolgreiche Dentinhaftung nachgewiesen werden. Es ergaben sich jedoch Unterschiede in der Haftung am koronalen, mittleren und apikalen Wurzeltrittel.

Generell sind in der Literatur viele Untersuchungen bezüglich der Haftkräfte von Dentinadhäsiven am Kronendentin zu finden, es ist jedoch wenig über die Effektivität von Haftvermittlern am Wurzelndentin bekannt (DE GOES et al., 2007).

Allgemein wird durch die Ergebnisse dieser Arbeit deutlich, dass die Haftkräfte am Wurzelndentin geringer als am koronalen Dentin sind und regionale Unterschiede aufweisen. Eine mögliche Ursache könnten die strukturellen Besonderheiten des Wurzelndentins sein. So nimmt die Anzahl der Dentinkanälchen von der Schmelz- Zement-Grenze nach apikal kontinuierlich ab (HELLWIG et al., 1999). Aufgrund der geringeren Dichte von Dentintubuli und kollagenen Proteinen im apikalen Bereich ist nach FERRARI et al. (2001) eine ausreichende Haftvermittlung am Wurzelndentin deutlich schwerer zu erzielen als am Kronendentin, weshalb der adhäsive Verbund beeinträchtigt sein kann. Auch MJÖR und Kollegen (2001) bestätigen, dass aufgrund morphologischer Unterschiede im radikulären Dentin der adhäsive Verbund erschwert sein kann. Der Verbundmechanismus adhäsiver Systeme zum Wurzelkanalndentin ist mikromechanisch und basiert auf der Infiltration der demineralisierten Oberfläche und Ausbildung von Kunststoffzapfen („resin tags“) (PASHLEY et al., 1993). Die Kunststofftags werden im apikalen Wurzeltrittel kürzer und uneinheitlicher, verglichen mit den zervikalen Wurzelanteilen (VICHI et al., 2002), was womöglich einen Einfluss auf die Haftkräfte hat. YOSHIYAMA et al. (1996) zeigten in ihrer Studie zu regionalen Haftkräften am Wurzelndentin, dass trotz geringer Kunststoffinfiltration auch am Wurzelndentin, besonders apikal, hohe Haftkräfte erreichbar sind.

Aufgrund der differierenden Literaturangaben bezüglich der Haftkräfte am Wurzelndentin und um die Bedeutung der erzielten Ergebnisse einordnen zu können wurden in dieser Arbeit Referenzgruppen mit Syntac<sup>®</sup> in Kombination mit Tetric EvoCeram<sup>®</sup>

herangezogen. Bei Syntac<sup>®</sup> handelt es sich um ein im klinischen Alltag bewährtes Präparat, das bis heute den „Gold-Standard“ der Adhäsivtechnik darstellt und woran sich ein Großteil der adhäsiven Neuerscheinungen messen müssen (ERNST, 2001).

Die Materialkombination Syntac<sup>®</sup>/ Tetric EvoCeram erreichte am koronalen Wurzelzement einen Mittelwert von 15,62 MPa. Am mittleren Drittel wurden durchschnittliche Haftkräfte von 10,66 MPa und apikal 6,38 MPa gemessen.

In der Literatur sind zu dieser Thematik bisher keine Veröffentlichungen zu finden. Vergleichsweise sollen die am Kronenzement bekannten Ergebnisse herangezogen werden. MERGNER (1998) ermittelte am Kronenzement mit vorheriger Konditionierung Haftkräfte von 48,3 MPa und 42,5 MPa ohne Konditionierung. FRANKENBERGER et al. (1996) konnten nach 90 tägiger Lagerung und ohne Konditionierung Ergebnisse von 29,1 MPa vorweisen. HALLER et al. (1993) erreichten nach 30 Tagen Lagerung und 1440 Temperaturwechselbädern 75,8 MPa. Diese hohen Werte liegen womöglich im Studiendesign begründet, da es sich bei allen Untersuchungen um Ausstoßversuche handelte und eine große Variationsbreite durch unterschiedliche Versuchsbedingungen, wie beispielsweise Dentinfeuchte und Probedesign, vorliegt.

Untersuchungen von STEIGERWALD (2003) spiegeln ähnliche Werte wie in der vorliegenden Arbeit wieder. So erreichte die Kombination Syntac<sup>®</sup>/ Tetric bei Konditionierung mit 37%iger Phosphorsäure Haftkräfte von 18,4 MPa. Dieser Wert ist vergleichbar mit dem am koronalen Wurzelzement erzielten Ergebnis. Steigerwald konnte ohne vorherige Konditionierung Werte von 39,9 MPa messen und kommt zu dem Schluss, dass bei Vorbehandlung mit Phosphorsäure eine deutliche Verringerung der Haftkraft zu verzeichnen ist. Dem widersprechen die Ergebnisse von MERGNER (1998) sowie Untersuchungen von KWONG et al. (2002) und YOSHIYAMA et al. (1995), die bestätigen, dass eine Konditionierung positiven Einfluss auf den Haftverbund hat.

Die am mittleren und apikalen Wurzelzement ermittelten Werte von 10,66 MPa bzw. 6,38 MPa liegen deutlich über den von GERNHARDT et al. (2001), am trockenen, nicht perfundierten Kronenzement erzielten von 2,48 MPa. Trotz sehr ähnlichem Studiendesign zeigt sich ein deutlicher Unterschied der Haftkräfte. Eine mögliche Ursache für diesen geringeren Haftverbund am Kronenzement könnte die Verarbeitung des Adhäsivsystems sein. So wurde keine zusätzliche Konditionierung mit 37%iger Phosphorsäure im Sinne der „Total- Etch- Technik“ durchgeführt. Die Konditionierung von Schmierschicht und Dentin erfolgt demnach allein durch die im Primer enthaltene Maleinsäure. Diese bewirkt eine Eröffnung der Tubuli und die Auflösung der Schmierschicht. Das intertubuläre Dentin

wird dabei bis zu einer Tiefe von 1 µm demineralisiert, wobei die Demineralisation des stärker mineralisierten peritubulären Dentins schwächer ausfällt (VAN MEERBEEK et al., 1992). Durch die in der vorliegenden Arbeit unterstützende Konditionierung der Dentinproben mit 37%iger Phosphorsäure resultierte die Freilegung des Kollagenfasergeflechtes, welches durch Penetration der Monomere zur Ausbildung der Hybridschicht führt, die wiederum für die Haftung essentiell ist (EICK et al., 1993; MARSHALL, 1993; PASHLEY et al., 1994). Die nach apikal nachweislich dünner werdende Hybridschicht (YOSHIYAMA et al., 1995) und die in dieser Arbeit mit Syntac<sup>®</sup> erzielten Haftkräfte bestätigen die Ergebnisse von YOSHIYAMA et al. (1996).

Die mit dem dualhärtenden Panavia<sup>™</sup> F 2.0 durchgeführten Versuchsreihen zeigen im Vergleich zu den Syntac<sup>®</sup>- Ergebnissen geringere Haftwerte. Im koronalen Bereich ergaben sich mittlere Haftkräfte von 12,63 MPa, im mittleren Wurzelabschnitt lag die Haftkraft durchschnittlich bei 8,18 MPa und apikal konnte ein Mittelwert von 4,82 MPa gemessen werden. Zeigt sich einerseits kein signifikanter Unterschied zwischen dem koronalen Syntac<sup>®</sup>- Ergebnis und dem koronalen Panavia<sup>™</sup> F 2.0 Wert, ebenso am mittleren und apikalen Drittel, so wird andererseits ein signifikanter Unterschied zwischen den mit Panavia<sup>™</sup> F 2.0 erzielten Haftkräfte am koronalen und apikalen Wurzelabschnitt deutlich.

Aus der Literatur sind gegenteilige Untersuchungsergebnisse bekannt. So belegt eine Studie von GASTON et al. (2001) ebenfalls einen signifikanten Unterschied zwischen den Haftkräften, jedoch waren die hier im apikalen Bereich gemessenen Kräfte signifikant höher als die am koronalen bzw. mittleren Abschnitt. Auch BITTER et al. (2006) bestätigen signifikant höhere Haftkräfte in der apikalen Region. Beide Untersuchungen differieren im Studiendesign mit der vorliegenden Arbeit, weshalb eine Vergleichbarkeit kritisch zu betrachten ist.

In Ausstoßversuchen von SCHULZE (2008) zeigen sich ebenfalls Unterschiede in der Haftkraft von Panavia<sup>™</sup> F 2.0. SCHULZE kommt in ihrer Untersuchung zu dem Schluss, dass nicht die Wurzeltiefe den adhäsiven Verbund beeinflusst, sondern vielmehr das Befestigungskomposit, die verwendete Spüllösung und die Befestigungsmethode.

Panavia<sup>™</sup> F 2.0 wurde in zahlreichen Studien untersucht und zeigt generell gute Haftverbundwerte (HAGGE et al. 2002; BOUILLAGUET et al., 2003; LUTHY et al., 2006). Die nachweisliche Haftkraft scheint auf das im Primer enthaltene Haftmonomer MDP (10- Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) zurückzuführen zu sein, welches



durch eine chemische Bindung eine hohe Haftfestigkeit unter anderem am Dentin erzielt (JANDA, 2009).

Die in der vorliegenden Arbeit mit Panavia™ F 2.0 erzielten Ergebnisse liegen jedoch unterhalb der mit Syntac® gemessenen Werte. Eine mögliche Ursache könnten beim Mischen von Panavia™ Paste A und B inkorporierte Luftblasen sein. Obwohl beim Anmischen der Pasten durch gleichmäßiges Ausstreichen darauf geachtet wurde eine homogene Mischung ohne Lufteinschlüsse zu erreichen. Eine Untersuchung von SANARES et al. (2001) belegt, dass beim Anmischen verschiedener Pasten die Gefahr von Lufteinschlüssen besteht, die wiederum die Qualität des Komposits verringern und die Kontaktfläche des Haftverbundes mindern. Zusammenfassend bestätigen die in der vorliegenden Arbeit mit Panavia™ F 2.0 gemessenen Haftkräfte die in der Literatur zu findenden guten Ergebnisse.

Die mit RealSeal™ erzielten Haftkräfte sind im Gruppenvergleich die geringsten. So beträgt die mittlere Haftkraft am koronalen Drittel 8,01 MPa und liegt demnach im Bereich der Haftwerte von Panavia™ F 2.0 am mittleren bzw. Futurabond NR am apikalen Drittel. Am mittleren Wurzelabschnitt ergab sich ein durchschnittlicher Haftwert von 6,78 MPa, welcher vergleichbar ist mit der gemessenen Adhäsion von Syntac® am apikalen Drittel von 6,38 MPa. Die vergleichsweise geringsten Haftkräfte in der vorliegenden Arbeit wurden am apikalen Bereich mit 3,74 MPa erzielt.

Da es sich bei RealSeal™ um ein adhäsives Wurzelfüllmaterial handelt und in der vorliegenden Arbeit die Abzugskräfte des Sealers untersucht wurden, sind in der Literatur bisher keine direkt vergleichbaren Ergebnisse zu finden. Es liegen verschiedene Studien vor, die sich beispielsweise mit dem Leakageverhalten auseinandersetzen, welches unterschiedlich bewertet wird. SHIPPER et al. (2004) kommen in ihrer Untersuchung zu dem Ergebnis, dass Resilon® ein signifikant geringeres Leakage als Guttapercha zeigt, was für den Einsatz von RealSeal™ spricht. DE DEUS und Kollegen (2008) ermittelten nach 14 monatiger Wasserlagerung bei 37°C ein signifikant höheres Leakageverhalten der Kombination Resilon®/ Epiphany als bei vergleichsweise Guttapercha/ AH Plus. Die erhöhte Leakagerate konnte auch von KOKORIKOS et al. (2009) bestätigt werden. Ein möglicher Grund für das gesteigerte Leakageverhalten könnte das materialimmanente Schrumpfungsverhalten während der Polymerisation sein (TAY et al., 2005d), woraus Randspalten resultieren. Mögliche Materialschrumpfungen, die in der vorliegenden Arbeit

jedoch nicht Gegenstand der Untersuchung waren, könnten aber eine mögliche Ursache für die geringen Haftwerte verglichen mit den übrigen Adhäsivsystemen sein.

Neben der Randständigkeit werden in der Literatur auch die Haftkräfte näher betrachtet. Untersuchungen von BERZINS und BAHCALL (2007) erzielten bei der Kombination Resilon®/ Epiphany wesentlich geringere Haftwerte als Guttapercha/ AH Plus. Dies belegen auch UNGOR und Kollegen (2006), die ebenfalls deutliche Unterschiede feststellen konnten. Studien von JAINAEN et al. (2007) bestätigen Resilon®, bei alleiniger Verwendung im Wurzelkanal, im Ausstoßversuch eine Haftkraft von 3,4 MPa. BOUILLAGUET et al. (2007) kommen zu ähnlichen Ergebnissen, da auch in ihrer Untersuchung im Ausstoßverfahren Kräfte unter 5 MPa gemessen wurden. Diese Werte entsprechen in etwa der gemessenen Haftkraft am mittleren bzw. apikalen Wurzel Drittel der vorliegenden Arbeit. Aufgrund des differierenden Studiendesigns ist ein Vergleich jedoch kritisch zu betrachten.

Verhältnismäßig geringe Haftwerte im Vergleich zu Kompositkontrollgruppen bestätigen auch HIRAISHI et al. (2005) und GESI et al. (2005). Als mögliche Ursache für die weit unter den Erwartungen gelegenen Ergebnisse nennen sie die geringe Konzentration von Dimethacrylaten in der Matrix des Resilons, was sich negativ auf den Haftverbund auszuwirken scheint.

HERBERT und Kollegen (2009) halten die Missachtung des Spülprotokolls für eine mögliche Ursache einer unvollständigen Aushärtung des Materials und einen suboptimalen Haftverbund. So sollte als Abschlusspülung weder Natriumhypochlorit noch Alkohol verwendet werden, da erstes die vollständige Aushärtung des Sealers verhindert und der Alkohol eine zu starke Austrocknung bewirkt. Trotz der Vorbehandlung der Proben mit 17%iger EDTA- Lösung könnte die intermittierende Spülung während der Aufbereitung und ein Verbleiben in den tieferen Dentintubuli eine Ursache für die geringen Haftwerte dieser Untersuchung sein.

Die in der vorliegenden Arbeit mit RealSeal™ erzielten Haftkräfte sind einerseits im Gruppenvergleich die geringsten. Verglichen mit den Ergebnissen aus der Literatur liegen sie jedoch teilweise deutlich über den bisherigen Veröffentlichungen.

Den Ergebnissen, die mit dem selbstätzenden Futurabond NR am koronalen, mittleren und apikalen Wurzelabschnitt erzielt wurden, ist gemeinsam, dass sie dicht beieinander liegen. So ergab sich für den koronalen Bereich ein Mittelwert von 11,49 MPa. Im mittleren und apikalen Abschnitt resultierten durchschnittliche Haftkräfte von 10,03 MPa bzw. 8,38

MPa. Diese guten Resultate sprechen für den erfolgreichen Verbund von Futurabond NR zur Wurzeloberfläche, unabhängig von der Lokalisation. Dies bestätigt sich, da innerhalb der Versuchsreihen mit Futurabond NR keine signifikanten Unterschiede bei den Haftkräften auftreten. Auffallend ist, dass im Vergleich zu den apikalen Ergebnissen der übrigen Versuchsprodukte, die mit Futurabond NR gemessenen am höchsten sind.

Eine mögliche Ursache für diese, mit Syntac<sup>®</sup> vergleichbaren, Haftkräfte könnte die stärkere Reduktion der Dentinpermeabilität der selbstätzenden Adhäsive sein. GREGOIRE et al. (2005) belegen in ihrer Untersuchung, dass durch die reduzierte Dentinpermeabilität eine bessere Penetration der Monomerpartikel in die konditionierten und demineralisierten Dentinanteile resultiert. Da das Kollagenfasergeflecht bei den selbstätzenden Adhäsiven nicht kollabiert, ergibt sich ein intensiverer Verbund zwischen den Monomeranteilen und dem Dentin, was zu einem deutlichen Anstieg der Haftkräfte führt. Auch ABDALLA et al. (2008) bestätigen die effektive Dentintubuliversiegelung von Futurabond NR und das folglich verminderte Eindringen von Dentinflüssigkeit in die Hybridschicht in ihrer Studie. Die in Futurabond NR enthaltenen Nanofüller könnten ein weiterer Grund für die relativ hohen Haftwerte sein, da in der Literatur kontroverse Meinungen zu finden sind. So sind BOER (2006) und FRANKENBERGER (2006) der Auffassung, dass durch die Nanofüller beim Verblasen eine minimal konstante Schichtstärke resultiert, was wiederum für eine geringere Techniksensibilität spricht. Das unter anderem die Nanofüller keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkräfte haben vertreten MAURIN et al. (2006) wie auch LEE und Kollegen (2006).

Die Frage ob eine zusätzliche Konditionierung der Dentinoberfläche mit Phosphorsäure die möglichen Haftkräfte von Futurabond NR erhöhend beeinflusst wurde in einer Studie von PROENCA et al. (2007) untersucht. Im Ergebnis sind die mit Futurabond NR an den verschiedenen Dentinabschnitten, von koronal bis apikal, gemessenen Haftwerte ähnlich und auch eine zusätzliche Ätzung mit Phosphorsäure hat keinen Einfluss auf den Verbund. GERNHARDT et al. (2005) kommen in ihrer Untersuchung zu dem Schluss, dass die Self-Etch Produkte, und hierbei besonders Futurabond NR, eine gute Alternative zu den etablierten Total-Etch Systemen darstellen. Auch in den Scherhaftversuchen von GAWISH et al. (2009) zeigt Futurabond NR, trotz vereinfachter Anwendung, ähnlich hohe Resultate wie sie mit Total-Etch Bonds zu erreichen sind. Die in der vorliegenden Arbeit mit Syntac<sup>®</sup> sowie Futurabond NR gemessenen Haftkräfte bestätigen dies.

### 5.2.2 Qualitative Analyse

Prinzipiell unterscheidet man drei verschiedene Bruchformen - den adhäsiven, den kohäsiven und den gemischten Bruch. In der vorliegenden Arbeit konnte keine Korrelation zwischen den gemessenen Haftwerte und den einzelnen Bruchformen festgestellt werden. Es zeigen sich allenfalls Tendenzen.

Die höchsten Haftkräfte am koronalen und mittleren Drittel konnten - bei gemischten Brüchen - mit Syntac<sup>®</sup> erreicht werden. In der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung zeigt sich eine unversehrte Hybridschicht, die für einen erfolgreichen Haftverbund zwischen Dentin und Adhäsivsystem spricht. Das Versagen des Haftverbundes liegt zwischen Hybridschicht und Füllungsmaterial, was eine erfolgreiche Infiltration des Haftvermittlers verdeutlicht.

Ebenfalls gemischte Brüche, jedoch mit Versagensmodus zwischen Dentin und Hybridschicht, treten in den Versuchsreihen mit RealSeal<sup>™</sup> auf. Eine unzureichende Hybridisierung der Dentinoberfläche scheint hierfür die Ursache zu sein. Studien von SKIDMORE und Kollegen (2006) bestätigen, dass die Schwachstelle die Sealer- Dentin-Fläche zu sein scheint. Im Vergleich dazu wird in den Versuchsgruppen mit Futurabond NR eine erfolgreiche Infiltration der Dentinoberfläche sichtbar, wobei auch in diesen Gruppen gemischte Brüche auftreten. Bei der Untersuchung beider Adhäsivsysteme wurde die Schmierschicht nicht entfernt, sondern lediglich infiltriert und modifiziert. Der im Verbund resultierende Schwachpunkt war die Hybridschicht.

Einzig die Versuchsreihen mit Panavia<sup>™</sup> F 2.0 zeigen ein einheitlich kohäsives Bruchmuster. Das Versagen des Haftverbundes liegt hierbei eindeutig im Füllungsmaterial, was darauf schließen lässt, dass der Haftverbund zwischen Dentin und Adhäsivsystem deutlich über den gemessenen Ergebnissen liegen müsste.

Zusammenfassend lässt sich somit anhand des Frakturmodus keine eindeutige Aussage über die Haftkraft der untersuchten Adhäsivsysteme treffen.

## 6. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die vorliegende Arbeit belegt, dass sich mit den getesteten Adhäsivsystemen Haftkräfte am Wurzeldentin erzielen lassen. Es zeigen sich jedoch Unterschiede in der Adhäsion sowohl bei den verwendeten Adhäsivsystemen als auch in Abhängigkeit von der Lokalisation. Bei allen Adhäsivsystemen wurden die ermittelten Haftkräfte von koronal nach apikal geringer, was die Arbeitshypothese widerlegt.

Ein Vergleich der Abzugskräfte innerhalb der Studie bestätigt Syntac<sup>®</sup> am koronalen und mittleren Drittel die höchsten mittleren Haftkräfte. Im apikalen Bereich konnten mit Futurabond NR die besten Durchschnittswerte erzielt werden, wobei auch am koronalen und mittleren Wurzelabschnitt ähnliche Ergebnisse wie mit Syntac<sup>®</sup> erreicht wurden. Die Ergebnisse bestätigen die gute Wirksamkeit des Mehr- Flaschen- Adhäsivs Syntac<sup>®</sup> am Wurzeldentin. Allerdings stellt das Einflaschensystem Futurabond NR eine gute Alternative dar. Da jedoch eine Sklerosierung des untersuchten Wurzeldentins in dieser Studie nicht ausgeschlossen werden kann - YOSHIYAMA et al. (2000, 2002) bestätigen, dass selbstkonditionierende Bondingsysteme an sklerosiertem Dentin schlechtere Haftwerte aufweisen als an normalem Dentin - liegt die Vermutung nahe, dass bei jugendlichem Wurzeldentin deutlich höhere Haftkräfte möglich wären. Diese Vermutung gilt auch für Total- Etch- Systeme, auch wenn diese nachweislich höhere Haftkräfte auf sklerotisch verändertem Dentin aufweisen als All- in- one- Adhäsive (YOSHIYAMA et al., 2000 und 2002).

Die gewonnenen Ergebnisse lassen sich jedoch nicht ohne weiteres auf den klinischen Alltag übertragen. So ist der Einsatz von Syntac<sup>®</sup> am Wurzeldentin aufgrund seiner Verarbeitungsvorschriften praktisch nicht möglich. Auch Futurabond NR ist aufgrund seiner Anwendervorschrift nicht im Wurzelkanal anwendbar. Auf dem Dentalmarkt ist jedoch die dualhärtenden Variante Futurabond DC erhältlich, die eventuell eine Alternative darstellen könnte. Bei Panavia<sup>™</sup> F 2.0 handelt es sich um ein klinisch etabliertes Produkt, das aufgrund seines anaeroben Härtungsmechanismus sehr gut für den Einsatz im Wurzelkanal geeignet ist, wie die Haftkräfte der vorliegenden Untersuchung bestätigen. Die Ergebnisse von RealSeal<sup>™</sup> sind unter praxisnahen Bedingungen zu testen obwohl oder gerade weil unter In-vitro-Bedingungen in dieser Arbeit deutlich höhere Werte, als bisher publiziert, erreicht werden konnten. Weiterführende Untersuchungen sollten sich mit dem Haftkraftpotential anderer Adhäsivsysteme am Wurzeldentin auseinandersetzen.

## 7. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden in- vitro Studie war die Untersuchung verschiedener Haftvermittler am Wurzeldentin. Besondere Beachtung fand dabei die Auswirkung der regionalen Unterschiede, koronales, mittleres bzw. apikales Wurzeldrittel, auf die Haftkräfte.

Es wurden vier verschiedene Adhäsivmaterialien untersucht. Dabei wurden Syntac<sup>®</sup>, ein Mehr- Flaschen- Dentinadhäsiv, Panavia<sup>™</sup> F 2.0, ein dualhärtender Kunststoffzement, RealSeal<sup>™</sup>, ein adhäsiver Wurzelkanalsealer und Futurabond NR, ein selbstkonditionierendes Dentinadhäsiv, an jedem Wurzeldrittel getestet. Die Untersuchungen erfolgten an humanem, kariesfreiem Dentin von Oberkieferfrontzähnen der zweiten Dentition.

Aufgrund der vier verwendeten Adhäsivmaterialien und der Einteilung der Wurzel in koronal, mittig und apikal ergaben sich zwölf Versuchsgruppen, denen jeweils zehn Dentinproben randomisiert zugeordnet wurden. Alle verwendeten Adhäsivsysteme wurden exakt nach Herstellerangaben verarbeitet.

Im quantitativen Teil der Untersuchung erfolgten axiale Zugversuche zur Beurteilung der Haftkräfte der einzelnen Haftvermittler. Die Zugversuche erfolgten 15 Minuten nach der Polymerisation bei den Untersuchungen von Syntac<sup>®</sup>, Panavia<sup>™</sup> F 2.0 und Futurabond NR an der Universalprüfmaschine (Zwick Z 005). Die Untersuchung von RealSeal<sup>™</sup> erfolgte entsprechend den Herstellerangaben 30 Minuten nach der Applikation des Sealers, ebenfalls an der Universalprüfmaschine. Die qualitative Analyse beinhaltete die Visualisierung der Bruchformationen und der freigelegten Haftstrukturen mittels rasterelektronenmikroskopischer Auswertung.

In den Zugversuchen konnte für alle Versuchsgruppen eine Haftung am Wurzeldentin nachgewiesen werden. Die höchsten Haftkräfte zeigte Syntac<sup>®</sup> am koronalen Wurzeldrittel, bei einem Mittelwert von 15,62 MPa. Die geringste Dentinhaftung von 2,53 MPa erzielte RealSeal<sup>™</sup> am mittleren Wurzelabschnitt bei einem Mittelwert von 6,78 MPa. Die mittelwertig geringste Haftung wurde am apikalen Wurzeldrittel unter Verwendung von RealSeal<sup>™</sup> erzielt. Allgemein lässt sich feststellen, dass in allen Gruppen regionale Unterschiede der Haftkräfte ermittelt werden konnten.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die Haftkräfte der verschiedenen Adhäsivsysteme von der Lokalisation im Wurzelbereich abhängig sind. Die verwendeten Prüfmaterialien unterschieden sich hinsichtlich Zusammensetzung und

Verarbeitungsaufwand. Trotz aufwändiger Verarbeitung sind die mit Syntac<sup>®</sup> erzielten Ergebnisse am koronalen und mittleren Wurzelabschnitt die Besten. Auch das dentinadhäsive Potential des relativ einfach zu applizierenden Futurabond NR liegt im oberen Bereich, da besonders im apikalen Drittel die höchsten Haftkräfte gemessen werden konnten. Da es sich bei den untersuchten Adhäsivsystemen Syntac<sup>®</sup> und Futurabond NR um rein lichthärtende Materialien handelt ist die praktische Anwendung im Wurzelkanal limitiert. Aus diesem Grund sollten weitere Untersuchungen erfolgen, die sich speziell auf die Verwendung von dualhärtenden Systemen konzentrieren.

Für eine abschließende Bewertung sollten die Ergebnisse dieser Arbeit jedoch in weiteren in- vitro Untersuchungen und klinischen Studien verifiziert werden.

**8. Literaturverzeichnis**

- Abdalla AI, Elsayed HY, Garcia- Godoy F (2008) Effect of hydrostatic pulpal water pressure on microtensile bond strength of self- etch adhesives to dentin. *Am J Dent* 21 (4): 233-238.
- Barnett F, Trope M (2004) Resilon: A novel material to replace gutta percha. *Contemp Endod* 1: 16-19.
- Baumgartner G, Zehnder M, Paqué F (2007) Enterococcus faecalis type stain leakage through root canals filled with Gutta-Percha/AH plus or Resilon/Epiphany. *J Endod* 33 (1): 45-47.
- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M (1998) A characterization of first- generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 129: 567-577.
- Berry EA, Lehr von der WN, Herrin HK (1987) Dentin surfaces treated for the removal of the Smear layer: a SEM study. *Am J Dent Assoc* 115: 65-67.
- Berzins DW, Bahcall JK (2007) An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. *J Endod* 33, (7): 865-858.
- Biggs SG, Knowles KI, Ibarrola JL, Pashley DH (2006) An in vitro assessment of the sealing ability of Resilon/Epiphany using fluid filtration. *J Endod* 32 (8): 759-761.
- Bitter K, Meyer- Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM (2006) Effects of luting agents and thermocycling on bond strengths to root canal dentin. *Int Endod J* 39 (10): 809-818.
- Boer WM (2006) Interessante neue Indikationen für selbstkonditionierende Adhäsive aus der Sicht eines niedergelassenen Zahnarztes. *Die Quintessenz* 57: 507-510.
- Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH (2003) Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 19: 199-205.
- Bouillaguet S, Bertossa B, Krejci I, Wataha JC, Tay FR, Pashley DH (2007) Alternative adhesive strategies to optimize bonding to radicular dentin. *J Endod* 33, (10): 1227-1230.



- Bowen RL (1962) Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of reaction product of bis- phenol and glycidyl acrylate. Us Pat Off No3 (006): 112.
- Bowen RL (1965) Adhesive bonding on a various materials to hard tissues. III. Bonding to dentin improved by pre-treatment and the use of surface-active comonomer. J Dent Res 44: 903-905.
- Bowen RL (1978) Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues – solubility of dentinal smear layer in dilute acid buffers. Int Dent J 28 (2): 97-107.
- Brannström M (1984) Smear layer: pathological and treatment considerations. Oper Dent 9 (Suppl 3): 13-29.
- Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34 (6): 849-853.
- Carrigan PJ, Morse DR, Furst ML, Sinai IH (1984) A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. J Endod 10 (8): 359-363.
- Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A (1984) The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res 63 (12): 1396-1399.
- De Deus G, Namen F, Galan J (2008) Reduced long-term sealing ability of adhesive root fillings after water-storage stress. J Endod 34(3): 322-325.
- De Goes MF, Giannini M, Foxton RM, Nikaido T, Tagami J (2007) Microtensile bond strength between crown and root dentin and two adhesive systems. J Prosthet Dent 97 (4): 223-228.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 84: 118-132.
- Dimaczek B, Kern M (2007) Langzeitprovisorische Wiederherstellung von Funktion und Ästhetik mittels direkter adhäsiver Befestigung eines extrahierten Zahnes. Quintessenz 58(8): 829-833.
- Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM (1984) Morphology and permeability of the dentinal smear layer. J Prosthet Dent 52: 657-662.

- Douglas WH (1989) Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 17(5): 209-215.
- Duncanson MG, Miranda FJ, Probst RT (1986) Resin dentin bonding agents-rational results. *Quintessence Int* 17: 276-279.
- Eastoe JE (1967) Chemical organization of the organic matrix of dentin. In: Miles AEW: *Structure and Chemical Organization of Teeth*. Vol II, Academic Press, London , S 279.
- Edelhoff D, Spiekermann H (2003) Alles über moderne Stiftsysteme. Fortbildungsteil 1. *Zahnärztl Mitt* 7: 60-67.
- Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC (1993) Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 24 (9): 632-640.
- Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ (1985) Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1: 170-176.
- Erickson RL, Glasspoole EA (1994) Bonding to tooth structure. A comparison of glass-ionomer and composite- resin systems. *J Esthet Dent* 6: 227-244.
- Ernst CP (2001) Was sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *ZMK* 5: 254-269.
- Ernst CP (2010) Update Komposite – Teil 1. Eine Einteilung der Kompositmaterialien. *ZMK* 26(4): 198-207.
- Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C (2001) Efficacy of self-curing adhesive- resin cement systems on luting glass- fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont* 14 (6): 543-549.
- Ferrazini G (1996) Systematische Fissurenversiegelung der ersten bleibenden Molaren. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 106(1): 13-13.
- Finger WJ (1988) Dentine bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 9: 184-188.
- Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH (1988) Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res* 67: 1381-1385.
- Frankenberger R, Krämer N, Sindel J (1996) Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin- Komposit und Dentin- Kompomer. *Dtsch Zahnärztl Z* 51: 556-560.

- Frankenberger R (2006) Bonding – Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 57: 485-495.
- Frankenberger R (2009) Adhäsivtechnik 2009 – Neuigkeiten, Tipps und Trends. Quintessenz 60(4): 415-423.
- Frankenberger R (2010) Update Adhäsivtechnik 2010. Wissen kompakt 4(1): 3-12.
- Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH (2001) Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. J Endod 27 (5): 321-324.
- Gawish A, Abdelstar A, Abdalla AI (2009) Two- year water degradation of self- etch adhesives bonded to dentin. Bericht an VOCCO, data on file
- Gernhardt CR, Salhab J, Schaller HG (2001) Die Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittler auf trockenem und perfundiertem Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 56 (8): 467-471.
- Gernhardt CR, Fechner K, Schaller HG (2005) Microtensile bond strength of four self- conditioning dentin adhesives. IADR/ AADR/ CADR Meeting, Baltimore (USA), Poster # 2972.
- Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashley DH, Tay FR, Ferrari M (2005) Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to interradicular dentin. J Endod 31 (11): 809-813.
- Gleixner H, Frankenberger R, Grützner AE, Boer WM (2006) Adhäsivtechnik in der direkten Füllungstherapie – Expertenzirkel um Dr. Pecanov- Schröder. Dental Magazin 2: 14-40.
- Grégoire G, Guignes P, Millas A (2005) Effect of self- etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. J Prosthet Dent 93 (1): 56-63.
- Grossmann Y, Araúz- Dutari J, Chogle SM, Blatz MB, Sadan A (2007) Eine schonende Methode zur Behandlung von Kronen- Wurzel- Frakturen. Quintessenz 58(8): 821-827.
- Gwinnett AJ (1984) Smear layer: morphological considerations. Oper Dent 9 (3): 3-12.
- Haavikko H (1970) The formation and the alveolar and clinical eruption of the permanent teeth. Suom Hammaslääk Toim 66: 103.

- Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS (2002) Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont* 11 (1): 19-24.
- Haller B, Klaiber B (1988) Mikromorphologie unfinierter und finierter Schmelz- und Dentinflächen nach unterschiedlicher Vorbehandlung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 98: 1078-1084.
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A (1993) Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9: 191-197.
- Haller B (1994) Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 750-759.
- Haller B, Blunck U (2003) Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Fortbildungsteil 1. *Zahnärztl Mitt* 7: 48-58.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. Urban & Fischer, München – Jena, 1999, S. 7-9.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Aufl. Urban & Fischer, München – Jena, 2003, S. 7-10; S. 145-155.
- Herbert J, Buchmann G, Bruder M, Wrbas KT (2009) Resilon – Literaturübersicht und klinische Erfahrungsberichte. *Stomatologie* 106: 1-9.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K (1998) New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 48(1): 3-16.
- Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, Minnig P, Wilson NH (German Scientific Association of Operative Dentistry and European Federation for Conservative Dentistry) (2004) Direct composite restorations: extended use in anterior and posterior situations. *Clin Oral Investig* 8: 43-44.
- Hickel R, Ernst HP, Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Schmalz G, Staehle HJ (2005) Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich - Indikationen und Lebensdauer. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) aus dem Jahr 2005. *Dtsch Zahnärztl Z* 60(10): 543-545.
- Hiraishi N, Papacchini F, Loushine RJ, Weller RN, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR (2005) Shear bond strength of Resilon to a methacrylate- based root canal sealer. *Int Endod J* 38 (10): 753-763.

- Ibuki T, Kido MA, Kiyoshima T, Terada Y, Tanaka T (1996) An ultrastructural study of the relationship between sensory trigeminal nerves and odontoblasts in rat dentin/ pulp as demonstrated by the anterograde transport of wheat germ agglutinin- horseradish peroxidase (WGA- HRP). *J Dent Res* 75 (12): 1963-1970.
- Ikami K, Fukushima M, Usami Y, Iwaken M (1993) Effects of surface conditioners on dentin structure. *J Dent Res* 71: abstract 816.
- Ilie N, Hickel R (2009) Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 13: 427-438.
- Jain P, Stewart GP (2000) Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Oper Dent* 25 (1): 51-58.
- Jainaen A, Palamara JEA, Messer HH (2007) Push- out bond strengths of the dentine- sealer interface with and without a main cone. *Int Endod J* 40: 882-890.
- Janda R (2009) adhäsiv- Techniken für Zahnarzt und Zahntechniker. *Quintessenz Zahntech* 35(2): 188-204.
- Jörgensen KD, Hoh K, Munksgaard EC, Asmussen E (1985) Composite wall to wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 93: 276-279.
- Kaya BU, Kececi AD, Belli S (2007) Evaluation of the sealing ability of gutta-percha and thermoplastic synthetic polymer-based systems along the root canals through the glucose penetration model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104 (6): 66-73.
- Koch CA, Ausschill TM (2007) Ästhetischer Diastemaschluss mit Komposit. Ein Fallbeispiel. *Quintessenz* 58(89): 811-818.
- Koch CA, Ausschill TM (2008) Minimalinvasive Rehabilitation der Ästhetik bei Fluorose und frontalen Abrasionen. *Quintessenz* 59(1): 17-24.
- Kokorikos I, Kolokouris I, Economides N, Gogos C, Helvatjoglu- Antoniadis M (2009) Long- term evaluation of sealing ability of two root canal sealers in combination with self- etching bonding agents. *J Adhes Dent* 11 (3): 239-246.
- Krejci I, Häusler T, Sägeser D, Lutz F (1994) New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater* 10 (5): 331-335.

- Kunzelmann KH, Hickel R (2001) Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. In: 3M Espe AG (Hrsg.) Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Seefeld, Espe. 46-67.
- Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH (2002) Micro- tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total- etching technique. Dent Mater 18 (5): 359-369.
- Lamprechts P, Van Meerbeek B, Perdigão J, Vanherle G (2000). Adhesives: dos and don'ts. In: Roulet JF (Edt) Adhesion: The silent revolution in dentistry. Quintessence Publishing. S. 153-164.
- Lee YK, Pinzon LM, O'Keefe KL, Powers KM (2006) Effect of filler addition on the bonding parameters of dentin bonding adhesives bonded to human dentin. Am J Dent 19 (1): 23-27.
- Lehmann KM, Hellwig E. Zahnärztliche Propädeutik. 9. Aufl. Urban & Fischer, München - Jena, 2002, S. 33-34.
- Ley M, Lösche GM (2006) Adhäsives Befestigen von Zahnfragmenten nach Frontzahntrauma. Quintessenz 57(8): 833-837.
- Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH (2006) Effect of thermocycling on bond strength on luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater 22 (2): 195-200.
- Lutz F, Philips RW, Roulet JF, Imfeld T (1983). Komposit - Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 93(10): 914-929.
- Lutz F, Krejci I, Imfeld T, Elzer A (1991) Hydrodynamisches Verhalten der Dentin- Tubulus- Flüssigkeit unter okklusaler Belastung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101: 24-30.
- Lutz F, Krejci I, Frischknecht A (1992) Lichtpolymerisationsgeräte/ Lichtpolymerisation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102 (5): 565-582.
- Maeda T, Honma S, Takano Y (1994) Dense innervation of human radicular dental pulp as revealed by immunocytochemistry for protein gene- product 9,5. Arch Oral Biol 39 (7): 563-568.
- Manhart J, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R (2000) Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen- Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 55: 128-133.

- Manhart J (2006) Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. Alternativen zu Amalgam? Quintessenz 57(5): 465-481.
- Marshall GW (1993) Dentin: Microstructure and characterization. Quintessence Int 24: 606-617.
- Marx R, Haass C (1992) Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall- Kunststoff aussagekräftiger? Dtsch Zahnärztl Z 47: 165-168.
- Maurin JC, Lagneau C, Durand M, Lissac M, Seux D (2006) 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 (1): 27-30.
- Mc Innes PM, Wendt Jr. SL, Retief DH, Weinberg R (1990) Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. Dent Mater 6 (3): 204-207.
- Mergner M. In- vitro- Evaluation der Einflussnahme der Total- Etch- Technik auf die Verbundfestigkeit 17 aktueller Dentinhaftvermittler. Med Diss (1998) Universität Würzburg
- Mitchem JC, Gronas DG (1986) Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. J Am Dent Assoc 113 (2): 285-287.
- Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F (2001) The structure of dentin in the apical region of human teeth. Int Endod J 34 (5): 346-353.
- Moritz A, Lindenberger R, Marvastian L, Wernisch J (2009) Der adhäsive Verbund. Prodentol 1: 4-9.
- Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E (1985) Dentin- polymer bond promoted by Gluma and various resin. J Dent Res 64 (12): 1409-1411.
- Nair PN (1993) Innervation of root dentine in human premolars. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103(8): 965-972.
- Nakabayashi N (1996) Function of hybridised dentin created in subsurface of dentin. In: Shimono M, Maeda T, Suda H, Takahashi K (Eds.) Dentin/pulp complex. Quintessence Tokyo (1996) 202-208.
- Nielsen BA, Beeler WJ, Vy C, Baumgartner JC (2006) Setting times of Resilon and other sealers in aerobic and anaerobic environments. J Endod 32(2): 130-132.

- Onay EO, Ungor M, Orucoglu H (2006) An in vitro evaluation of the apical sealing ability of a new resin-based root canal obturation system. *J Endod* 32 (10): 976-978.
- Oshida Y, Miyazaki M (1996) Dentin bonding systems. Part II: effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng* 6 (2): 87-100.
- Ozer F, Sengun A, Ozturk B, Say EC, Tagami J (2005) Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent* 7 (4): 289-295.
- Pashley DH (1984) Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl* 3: 13-29.
- Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA (1988) Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol* 33 (4): 265-270.
- Pashley DH (1991) Clinical correlations of dentin structure and function. *J Pros Dent* 66 (6): 777-781.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA (1993) Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24 (9): 618-631.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H (1994) Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 760-763.
- Proenca JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MC, Aguilera FS, Garcia- Godoy F, Osorio R, Toledano M (2007) Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater* 23 (12): 1542-1548.
- Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M (2005) Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 7 (4): 297-302.
- Sadek FT, Calheiros FC, Cardoso PE, Kawano Y, Tay F, Ferrari M (2008) Early and 24-hour bond strength and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Am J Dent* 21 (1): 30-34.
- Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Orucoglu H (2006) Evaluation of micro leakage of roots filled with a computerized fluid filling technique. *J Endod* 32 (12): 1168-1170.



- Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH (2001) Adverse surface interactions between one- bottle light- cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17 (6): 542-556.
- Schäfer E (1999) Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen der Dentinadhäsive; Teil 1: Grundlagen der Dentinadhäsion und Adhäsive der 1. bis 3. Generation. *Zahnärztliche Welt, Zahnärztliche Rundschau, Zahnärztliche Reform. Das Deutsche Zahnärzteblatt* 108: 218-225.
- Schäfer E (2001) Strukturen der Pulpa und ihre Erkrankungsformen. In: Heidemann D (Hrsg): *Endodontie*. Urban & Fischer, München- Jena, 4. Auflage, S 2-24.
- Schaller HG, Stummbaum P, Götze P (1991) Der Einfluss der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Dtsch Stomatol* 41: 369-371.
- Schaller HG (1999) Schmelz- und Dentinhaftung: Geschichtliche Entwicklung, Wirkungsmechanismen und klinische Anwendung. *Dtsch Zahnärztl Z* 6: 54-60.
- Schmidseher J. Ästhetische Zahnmedizin. In: Rateitschak KH (Hrsg): *Farbatlant der Zahnmedizin*. Band 15. 2. Aufl. Thieme, Stuttgart - New York, 2009, S. 94-107.
- Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie- Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. 4.Aufl. Thieme, Stuttgart- New York, 1992, S. 92-118.
- Schulze L. Adhäsiver Verbund zum Wurzeldentin in Abhängigkeit von der Wurzelkanaltiefe, dem Befestigungsmaterial, der Spüllösung und der Befestigungsmethode. *Med Diss.* (2008) Medizinische Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin
- Shipper G, Orstavik D, Teixeira FB, Trope M (2004) An evaluation of microbial leakage in roots filled with thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *J Endod* 30 (5): 342-347.
- Shipper G, Teixeira FB, Arnold RR, Trope M (2005) Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or resilon. *J Endod* 31 (2): 91-96.

- Skidmore LJ, Berzins DW, Bahcall JK (2006) An in vitro comparison of the intraradicular dentin bond strength of Resilon and gutta-percha. *J Endod* 32 (10): 963-966.
- Stanley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M (1983) The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol Med* 12 (4): 257-289.
- Steigerwald R. In- vitro- Evaluation der Dentinhaftung und Randschlußqualität eines Komposits, eines säuremodifizierten Komposits und eines kunststoffmodifizierten Glasionomerzementes. *Med Diss* (2003) Universität Würzburg
- Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S (1993) Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 9 (2): 136-138.
- Takuma S, Eda S (1966) Structure and development of the peritubular matrix in dentin. *J Dent Res* 45: 683.
- Tay FR, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH, Mak YF, Lai CN, Raina R, Williams MC (2005 a) Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material. *J Endod* 31: 514-519.
- Tay FR, Pashley DH, Williams MC, Raina R, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, King NM (2005 b) Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. I. Alkaline hydrolysis. *J Endod* 31: 593-598.
- Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Yau JY, Yiu-Fai M, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, King NM (2005 c) Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. II. Gravimetric evaluation of enzymatic hydrolysis. *J Endod* 31: 737-741.
- Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH (2005 d) Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: A theoretical modeling approach. *J Endod* 31: 584-589.
- Tunga U, Bodrumlu E (2006) Assessment of the sealing ability of a new root canal obturation material. *J Endod* 32 (9): 876-878.

- Ungor M, Onay EO, Orucoglu H (2006) Push- out bond strengths: Epiphany- Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta- percha. *Int Endod J* 39 (8): 643-647.
- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1992) Morphological aspects of the resin dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J dent Res* 71 (8): 1530-1540.
- Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts G, Vanherle G (1994) Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 977-984.
- Vasiliadis L, Darling AI, Levers BG (1983) The amount and distribution of sclerotic human root dentine. *Arch Oral Biol* 28 (7): 645-649.
- Verissimo DM, Sampaio do Vale M, Monteiro AJ (2007) Comparison of apical leakage between canals filled with Guttapercha/AH Plus and the Resilon/Epiphany system, when submitted to two filling techniques. *J Endod* 33: 291-294.
- Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M (2002) An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 18 (7): 495-502.
- Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, Takigawa T, Kuroda T, Miyazaki M (2008) Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci* 48 (1): 21-26
- Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH (1995) Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am J Dent* 8 (6): 297-302.
- Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH (1996) Regional bond strengths of resins to human root dentin. *J Dent* 24 (6):435-442.
- Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T & Pashley DH (2000) Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent* 25: 163-169.
- Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M & Pashley DH (2002) Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81: 556-560.

## 9. THESEN

1. Die Restauration von Zahnhartsubstanzdefekten mit Kompositmaterialien bei minimalinvasivem Vorgehen nimmt in der modernen Zahnheilkunde einen immer größeren Stellenwert ein und hat innerhalb des letzten Jahrzehnts die Entwicklung rasant vorangetrieben.
2. In zahlreichen Studien wurden diverse Adhäsivsysteme am Kronendentin getestet. Im Zuge der Weiterentwicklung richtete sich der Fokus auch auf die Anwendung der plastischen Füllungsmaterialien im Wurzelkanal.
3. Da bisher relativ wenige Publikationen über das Verhalten der Haftvermittler im Wurzelbereich verfügbar sind, war das Ziel der vorliegenden In- vitro- Studie die Untersuchung der Häftkräfte verschiedener Adhäsivsysteme am Wurzelndentin in Abhängigkeit von der Lokalisation.
4. Die Untersuchungen erfolgten an humanem Wurzelndentin kariesfreier Oberkieferfrontzähne der zweiten Dentition. Dadurch konnten alle in- vivo vorkommenden Faktoren, wie Kanalwandbeschaffenheit, Schmierschicht und Interaktion zwischen Füllmaterial und Dentinoberfläche berücksichtigt werden.
5. Für die Überprüfung der Verbundkräfte gibt es verschiedene Methoden, wobei sich die Scher- und Zugversuche etabliert haben. Der axiale Zugversuch stellt unter in- vitro Bedingungen eine geeignete Methode zur Bestimmung der Haftkraft verschiedener Adhäsivsysteme am Wurzelndentin dar.
6. Trotz anatomischer Besonderheiten des Wurzelndentins im Vergleich zum Kronendentin, konnten an allen Bereichen des Wurzelndentins Haftkräfte gemessen werden.
7. Bei allen untersuchten Adhäsivsystemen wurden die ermittelten Haftkräfte von koronal nach apikal geringer, was mitunter auf die anatomischen Besonderheiten zurückzuführen ist.

8. Die höchste Haftkraft von 21,20 MPa erreichte Syntac<sup>®</sup> am koronalen Wurzel Drittel. Der geringste Haftwert ergab sich für RealSeal<sup>™</sup> am mittleren Abschnitt, er betrug 2,53 MPa.
9. Für die Kontrollgruppen mit Syntac<sup>®</sup> wurden sowohl am koronalen (15,62 MPa) als auch am mittleren (10,66 MPa) Wurzel dentin die durchschnittlich höchsten Haftkräfte gemessen, womit sich bestätigt, dass die konventionellen Multi- Step- Adhäsive hinsichtlich einer effektiven Dentinversiegelung den moderneren Bondingsystemen überlegen sind.
10. Die quantitative und qualitative Analyse zeigt, dass Panavia<sup>™</sup> F 2.0 einen suffizienten Verbund zur Wurzel dentin oberfläche herzustellen vermag und bestätigt die Anwendungsempfehlung als Befestigungsmaterial am Wurzel dentin.
11. Trotz der empfohlenen Anwendung am Wurzel dentin zeigt RealSeal<sup>™</sup> im Vergleich zu den anderen getesteten Haftvermittlern die geringsten Haftkräfte. Die Ergebnisse liegen jedoch teilweise über den bisher publizierten Werten.
12. Die Ergebnisse, die mit dem selbstätzenden Futurabond NR am koronalen, mittleren und apikalen Wurzelabschnitt erzielt wurden bestätigen bei geringer Techniksensibilität gute Haftwerte des All- in- one Adhäsivs.
13. In der qualitativen Analyse ergaben sich für die Versuchsreihen mit Syntac<sup>®</sup>, RealSeal<sup>™</sup> und Futurabond NR gemischte Brüche mit adhäsiver Tendenz. Die Untersuchungen mit Panavia<sup>™</sup> F 2.0 ergaben ein kohäsives Bruchmuster. Der Frakturmodus korreliert jedoch nicht mit den gemessenen Haftwerten.
14. Im Ergebnis der Arbeit zeigt sich, dass sich mit dem techniksensiblen Adhäsivsystem Syntac<sup>®</sup> und dem selbstkonditionierenden Futurabond NR ähnlich gute Haftwerte am Wurzel dentin erzielen lassen. Für die praktische Anwendung im Wurzelkanal sind jedoch beide Materialien auf Grund ihrer Verarbeitungsvorschriften ungeeignet.

---

## LEBENS LAUF

### Persönliche Daten:

Name	Feldmann, <u>Juliane</u> Katharina
Geburtsdatum	04. Oktober 1983
Geburtsort	Schönebeck/ Elbe
Wohnort	06114 Halle, Kohlschütter Str.2
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig
Eltern	Dr. Ulrich Roland Feldmann Beate Christiane Feldmann, geb. Wickmann

### Schulbildung:

09/1990-07/1994	Grundschule Gröbzig
09/1994-07/2003	Gymnasiums „An der Rüsternbreite“ in Köthen/ Anhalt
07/2003	Allgemeine Hochschulreife

### Hochschulbildung:

10/2003 – 11/2008	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
09/2004	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
02/2006	Zahnärztliche Vorprüfung
11/2008	Staatsexamen Zahnmedizin
11/2008	Approbation als Zahnärztin

### Beruflicher Werdegang

01-07/2009	Vorbereitungsassistentin in einer Zahnarztpraxis in Leuna
08/2009-12/2010	Vorbereitungsassistentin in einer Zahnarztpraxis in Halle/S.
seit 01/2011	Niederlassung in einer Gemeinschaftspraxis in Halle/S.

Juliane Katharina Feldmann

### **Selbstständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich eidesstattlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe Dritter oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Halle(Saale), 01.Oktober 2011

Juliane Katharina Feldmann

### **Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Hiermit erkläre ich, Juliane Katharina Feldmann, dass ich bisher keine Promotionsversuche unternommen habe. Die vorliegende Dissertation wurde weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form veröffentlicht.

Halle (Saale), 1. Oktober 2011

Juliane Katharina Feldmann



## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. med. dent. habil. C. R. Gernhardt für die Überlassung dieses interessanten Themas sowie die Unterstützung, Beratung und Motivation bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Bei Frau Oberärztin Dr. med. dent. K. Bekes möchte ich mich herzlich für die umfassende Betreuung und außerordentliche Hilfsbereitschaft bei der statistischen Auswertung dieser Dissertation bedanken.

Herrn Univ.- Prof. Dr. med. dent. H.-G. Schaller danke ich für die Unterstützung und Zulassung zur Promotion an seiner Klinik.

Viele Arbeitsstunden, Wochenenden und Freizeit hat mich mein lieber Falk nur vor Literatur, Auswertungen und beim Schreiben gesehen. Danke für Deine Motivation und Toleranz.

Meinen lieben Freunden und Kollegen an dieser Stelle ein herzliches Dankeschön für die Hilfe und fortwährende Unterstützung zum Abschluss dieser Arbeit.

Meinen Eltern danke ich von ganzem Herzen, dass sie mir dieses Studium und meinen bisherigen Werdegang ermöglicht haben. PaUl, Dir vielen lieben Dank für die ständige Motivation und Unterstützung zum Gelingen dieser Arbeit.