

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des
Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller)

**Der Einfluss unterschiedlicher Dentinbereiche und endodontischer
Spüllösungen auf die Mikrozugfestigkeit eines
selbstkonditionierenden Befestigungssystems
(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 Anja Rother

geboren am 20. Dezember 1984 in Borna

Betreuer: apl. Prof. Dr. med. dent. habil. C.R. Gernhardt

Gutachter: :

1. apl. Prof. Dr. med. dent. habil. C.R. Gernhardt
2. Prof. Dr. med. dent. J.M. Setz (Halle/S.)
3. Priv.-Doz. Dr. med. dent. Felix Krause

12.07.2016

08.02.2017

Meiner Familie gewidmet

Referat

Für das Retentionsvermögen eines faserverstärkten Wurzelkanalstiftes und somit für den Langzeiterfolg der definitiven Versorgung ist das verwendete Befestigungsmaterial essentiell. Jedoch ist die adhäsive Verankerung im Wurzelkanal im Vergleich zur adhäsiven Befestigung von Restaurationsmaterialien am koronalen Dentin mit erhöhten Schwierigkeiten verbunden. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zum einen den Einfluss endodontischer Spüllösungen (CHX, NaOCl, EDTA) und zum anderen die Einflussnahme der Wurzelkanaltiefe auf die Mikrozugfestigkeit eines selbstadhäsiven Zements (Bifix SE) und eines etablierten, selbstätzenden Befestigungssystems (Bifix QM, Futurabond DC) zu ermitteln und miteinander zu vergleichen. Für diese Studie wurden 75 humane Zähne verwendet. Unter standardisierten Bedingungen erfolgte die Herstellung der Dentinproben, die Zuordnung zum koronalen, mittleren und apikalen Wurzelabschnitt sowie die randomisierte Verteilung von jeweils fünfzehn Proben pro Versuchsgruppe. Ein Teil der koronalen Dentinproben erhielt eine Vorbehandlung mit der jeweiligen Spüllösung. Die Proben wurden jeweils 5 x 2 Minuten in das zugeteilte Agens [CHX (0,2%), NaOCl (1%), EDTA (17%)] eingelegt. Bei der angewendeten alternierenden, kombinierten Wechselfspülung wurden die Proben jeweils 5 Minuten in NaOCl (1%) und in CHX (0,2%) vorbehandelt. Im axialen Mikro-Zugversuch konnte 15 min nach Polymerisation des jeweiligen Befestigungskomposits, welches exakt nach Herstellerangaben verarbeitet wurde, in allen Versuchsgruppen eine Mikrozugfestigkeit am Wurzelkanaldentin nachgewiesen werden. Der höchste Wert der mittleren Mikrozugfestigkeit ohne Einflussnahme der ausgewählten Wurzelkanal-spüllösungen konnte für den selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE am koronalen Wurzelabschnitt mit 34,79 MPa (\pm 5,39 MPa) ermittelt werden. Im Vergleich der Wurzelabschnitte resultierte der signifikant niedrigste Wert mit 25,36 MPa (\pm 1,93 MPa) für Bifix QM in der apikalen Schnittebene. Ein direkter, signifikanter Zusammenhang von den ermittelten Haftwerten und der Wurzelkanaltiefe ließ sich nicht erkennen ($p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Hingegen reduzierten die Spüllösung CHX, NaOCl sowie deren Wechselfspülung die Haftwerte von Bifix SE signifikant. EDTA führte dagegen zu einer hoch signifikanten Steigerung der gemessenen Haftwerte in Kombination mit Bifix QM ($p < 0,05$). Aus den Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass das Befestigungssystem als auch die angewendeten Spüllösungen einen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund am Wurzelkanaldentin nimmt.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Aufbau von Dentin und Wurzelkanaldentin.....	2
1.2 Wurzelkanalbehandlung.....	3
1.2.1 Spülung und Desinfektion des Wurzelkanalsystems	4
1.3 Stiftsysteme	10
1.4 Der Einfluss der Schmierschicht.....	11
1.5 Adhäsiiver Verbund zum koronalen Dentin und Wurzel dentin	12
1.6 Befestigungssysteme	16
1.6.1 Zusammensetzung der Befestigungskomposite	16
1.6.2 Einteilung der Befestigungskomposite.....	17
1.6.3 selbstadhäsive Befestigungskomposite.....	21
2 Zielstellung	23
3 Material und Methodik	24
3.1 Übersicht.....	24
3.2 Versuchszähne	24
3.3 Herstellung der Dentinprüfkörper	25
3.4 Verwendete Spüllösungen	26
3.4.1 Physiologische Kochsalzlösung	26
3.4.2 Chlorhexidindigluconat (CHX 0,2%)	26
3.4.3 Natriumhypochlorit (NaOCl 1%)	27
3.4.4 Ethylendiamintetraacetat (EDTA 17%).....	27
3.4.5 Wechselspülung mit Natriumhypochlorit und Chlorhexidindigluconat	27
3.5 Verwendete Befestigungskomposite	28
3.5.1 Bifix QM	28
3.5.2 Bifix SE	29
3.6 Versuchsgruppeneinteilung und Probenvorbereitung.....	30
3.7 Versuchsaufbau	31
3.8 Versuchsablauf	32
3.9 Statistische Auswertung.....	33
4 Ergebnisse	34
5 Diskussion	42
5.1 Versuchszähne	42
5.2 Herstellung der Dentinproben, Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung	43
5.3 Diskussion der Ergebnisse.....	45
5.3.1 Einfluss des Befestigungssystems	45
5.3.2 Einfluss der Wurzelkanaltiefe	48
5.3.3 Einfluss der Spüllösung.....	50
6 Schlussfolgerung	57
7 Zusammenfassung	59
8 Literaturverzeichnis	61
9 Thesen	77
10 Anlagen	79
11 Tabellarischer Lebenslauf	
12 Selbstständigkeitserklärung	
13 Erklärung über frühere Promotionsversuche	
14 Danksagung	

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Bis- GMA	Bisphenol- A- Glycidyl- Methacrylat
°C	Grad Celsius
C-Faktor	(C = configuration) Konfigurationsfaktor
CHX	Chlorhexidindigluconat
D	Deutschland
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
EDTA	Ethylendiamintetraacetat
et al.	et alii, und andere
Fa.	Firma
Gew%	Gewichtsprozent
ggf.	gegebenenfalls
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HPMA	Hydroxypropylmethacrylat
µm	Mikrometer
LPS	Lipopolysaccharide
MDP	10- Methacryloyloxydecylidihydrogenphosphat
MPa	Mega Pascal
MMPs	Matrixmetalloproteinasen
mm ²	Quadratmillimeter
mW	Milliwatt
N	Newton
NaOCl	Natriumhypochlorit
nm	Nanometer
PCA	Parachloroanilin
PEGDMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
pH	pondus hydrogenii (lat.), Wasserstoffionenkonzentration
ppm	parts per million
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylen- Glycol- Dimethacrylat
U	Umdrehung
UDMA	Urethandimethacrylat
vgl.	vergleiche
Vol%	Volumenprozent

1. Einleitung

Die Zahl der Wurzelkanalbehandlungen steigt seit Jahren kontinuierlich an. Die demografische Entwicklung lässt ein weiteres Anwachsen auch in der Zukunft erwarten. Der Wunsch vieler Patienten nach dem Erhalt der eigenen Zähne unterstützt diesen Trend ebenso wie die Anforderung an eine moderne, höchstästhetische, minimal-invasive Versorgung. Die wichtigste Voraussetzung bei den unterschiedlichen ästhetischen Therapieformen ist und bleibt die genaue Kenntnis über die Mechanismen der adhäsiven Befestigung an den Zahnhartsubstanzen. Dabei spielen die Eigenschaften der jeweiligen Materialien und die dazu notwendigen Abläufe eine wichtige Rolle (De Munck et al., 2005a, b). Aufgrund der Hydrophilie des Dentins ist die Verbindung mit dem hydrophoben Befestigungskomposit erschwert. Damit werden besondere Anforderungen an das Adhäsivsystem in Hinblick auf die Dentinhaftung gestellt.

Im Wurzelkanal liegen noch ungünstigere Voraussetzungen für den adhäsiven Haftverbund vor. Zum einen sind die Sicht- und Arbeitsverhältnisse eingeschränkt und zum anderen beeinflussen weitere Faktoren die Dentinhaftung selbst. Aus der Fachliteratur geht hervor, dass unter anderem die Lokalisation im Dentin, die Dentinstruktur und somit die Anzahl und Größe der Dentintubuli sowie das Angebot an peritubulärem Dentin (Mjör et al. 2001; Camargo et al. 2007) Einfluss auf die Dentinhaftung nehmen können. Zudem kann die vorher verwendete, notwendige Wurzelkanalspüllösung bei einer Wurzelkanalbehandlung (Scelza et al., 2003; Erdemir et al., 2004; da Silva et al., 2005) sowie das Befestigungsmaterial für das jeweilige Stiftsystem die Dentinhaftung beeinflussen (Bitter et al. 2006; Wrbas et al. 2006). Eine Vielzahl von durchgeführten Studien mit den neuartigen selbstadhäsiven Befestigungskompositen befasst sich aber ausschließlich mit der Haftung am koronalen Dentin (Lühns et al., 2010). Nach heutiger Meinung basiert diese Haftung im Wesentlichen auf einer mechanischen Verzahnung eines Adhäsivs mit der demineralisierten Kollagenstruktur sowie einer mechanischen Verzahnung von „resin tags“ (Kunststoffzapfen) mit den lateralen Anastomosen in den Dentintubuli sowie deren Seitenkanälchen (Van Meerbeek, 2011). Des Weiteren ist in der Literatur die Übertragbarkeit der gewonnenen Erkenntnisse auf die Haftungsmechanismen im Wurzelkanal, also Abschnitten, die weiter apikal gelegen sind, umstritten. Zielstellung dieser In-vitro-Studie war es daher, zum einen den Einfluss unterschiedlicher Dentinbereiche und endodontischer Spüllösungen (CHX, NaOCl, EDTA) im Wurzelkanal auf die Mikrozugfestigkeit eines neuartigen selbstadhäsiven Zements (Bifix SE, Voco GmbH) zu ermitteln und zum anderen mit einem etablierten, selbstätzenden Befestigungssystem (Bifix QM, Futurabond DC, Voco GmbH) zu vergleichen.

1.1 Aufbau von Dentin und Wurzelkanaldentin

Dentin bildet den Hauptbestandteil des Zahnes, umschließt die Pulpa im Kronen- als auch im Wurzelbereich und wird somit koronal vom Schmelz und im apikalen Bereich vom Zement überzogen (Hellwig, 2009). Im Gegensatz zum Schmelz handelt es sich bei Dentin um ein vitales, weniger stark mineralisiertes Gewebe, das hoch-elastisch, verformbar und weicher ist. Dentin setzt sich altersabhängig aus 70 Gew% anorganischem Material zusammen, den Hydroxylapatitkristallen, die hauptsächlich aus Kalzium und Phosphat bestehen. Weitere 20 Gew% bestehen aus organischem Material und 10 Gew% aus Wasser. Die organische Matrix besteht zu über 90% aus Kollagen und kollagenartigen Verbindungen (Hellwig et al., 2009).

Peripher der Pulpa liegen an der inneren Dentinoberfläche die Zellkörper der Odontoblasten, welche entwicklungsgeschichtlich mesenchymaler Herkunft sind.

Der ausdifferenzierte Odontoblast synthetisiert als Primärprodukt hypomineralisiertes Prädentin, welches aus Kollagen Typ I, Glykoproteinen und Glykosaminen (Schroeder, 1992) besteht. Dentin kann von den Odontoblasten zeitlebens neu gebildet werden, beispielsweise reizbedingt bei Karies, auch Tertiärdentin bzw. irreguläres Sekundärdentin genannt, oder als regulär gebildetes Dentin (Sekundärdentin).

Die Odontoblastenfortsätze (Tomes-Fasern) durchziehen in den Dentinkanälchen (Dentintubuli) umgeben von Dentinliquor den gesamten Dentinkern (zirkumpulpaes Dentin) bis in die Peripherie des Manteldentins, welches an der Schmelz-Dentin-Grenze endet. Peritubuläres Dentin kleidet die Kanalwände der Dentintubuli aus, ist hypermineralisiert und ist in der Lage bedingt durch Apposition, die Dentinkanälchen im Alter einzuengen (sklerotisches Dentin). Das intertubuläre Dentin, welches zwischen den einzelnen Dentintubuli liegt, ist weniger mineralisiert und enthält mehr Kollagenfasern und ist daher säureresistenter im Vergleich zum peritubulären Dentin (Schroeder, 1992). Das Wurzelkanaldentin weist im Vergleich zum koronalen Dentin einige strukturelle Besonderheiten auf:

- Koronal verlaufen die Dentintubuli s-förmig, apikal geradlinig nach außen.
- Dichte, Volumen und Durchmesser der Dentintubuli nehmen von der Pulpa zur Peripherie ab (Hellwig, 2009).
- Im zervikalen Drittel der Wurzel ist die Anzahl und der Durchmesser der Dentintubuli am höchsten (Camargo et al., 2007), während nach apikal eine signifikante Verringerung der Dentintubulidichte zu beobachten ist (Ferrari und Mannocci, 2000).
- Durchmesser und Volumen der Tubuli variieren je nach Alter und Abstand von der Pulpa (siehe Tabelle 1).

- Die pulpanahe Querschnittsfläche des Dentins besteht zu etwa 80% aus den Lumina der Dentintubuli, die pulpaferne Querschnittsfläche zu etwa 40% (Hülsmann, 2008).
- Der Anteil von peritubulärem Dentin ist im koronalen Bereich größer als im Wurzelndentin (Takuma und Eda, 1966).
- Die alterungsbedingte Sklerosierung der Dentintubuli reduziert die Dichte offener Tubuli besonders im apikalen Wurzelbereich (Carrigan et al., 1984).
- Die Permeabilität des Wurzelndentins ist viel geringer (2%) im Vergleich zum Kronendentin (40%) (Maroli et al., 1992).
- Pulpanahes Dentin zeigt eine höhere Permeabilität als pulpafernes Dentin (Sekimoto et al., 1999).

Des Weiteren werden irreguläre Strukturen des Wurzelkanaldentins mit Auflagerungen aus Sekundärdentin und zementartigem Gewebe beschrieben (Mjör et al., 2001).

Da die Dentintubuli direkten Kontakt zur Pulpa haben, spricht man bei Dentinfreilegung zum Beispiel bei der Präparation eines Zahnes von einer Dentinwunde. Die Größe der Dentinwunde, d.h. die Menge und die Querschnittsfläche der exponierten Dentintubuli, somit auch die Menge des ausströmenden Dentinliquors, sind für die restaurative Zahnheilkunde hinsichtlich der Adhäsion neuer adhäsiver Materialien, die Gefährdung durch nicht biokompatible Füllungsbestandteile oder das Risiko der bakteriellen Kontamination von großer Bedeutung (Hülsmann, 2008).

Tabelle 1 Durchmesser und Dichte der Dentintubuli (nach Kockapan 2003) aus Hülsmann, Checklisten der Zahnmedizin, Endodontie 2008, 22.

Alter in Jahren	Durchmesser μm			Tubuli/ mm^2		
	pulpanah	Dentinmitte	Peripherie	pulpanah	Dentinmitte	Peripherie
1-31	4,0	3,1	1,7	61000	34000	13000
31-50	3,1	2,6	1,7	68000	40000	16000
51-75	2,9	2,4	1,7	64000	36000	18000

1.2 Wurzelkanalbehandlung

Die Wurzelkanalbehandlung (WKB) ist als zahnerhaltende Methode bei einer irreversiblen Pulpitis bzw. irreversibler geschädigter Pulpa, Pulpanekrose oder apikalen Parodontitiden die Therapie der Wahl. Eine weitere Indikation kann die intentionelle Devitalisierung aus parodontalen, traumatischen oder prothetischen Gründen sein. Der Erfolg einer Wurzelkanalbehandlung hängt von vielen Faktoren ab, unter anderem vom

klinischen Ausgangsbefund, vom Zahntyp, der Qualität der Wurzelfüllung und insbesondere der Qualität des Behandlungsprozesses.

In dem Konsenspapier der Europäischen Gesellschaft für Endodontologie (ESE, 2006) sind die Qualitätsrichtlinien der mechanischen Wurzelkanalaufbereitung klar definiert. Als oberstes Ziel wird die möglichst vollständige Entfernung des vitalen oder nekrotischen Pulpagewebes sowie der Mikroorganismen unter strikter Einhaltung der zuvor bestimmten Arbeitslänge und des ursprünglichen Wurzelkanalverlaufs angestrebt. Bei der geforderten chemo-mechanischen Aufbereitung des Wurzelkanalsystems wird dieses Ziel unter Verwendung geeigneter Spüllösungen verfolgt und kann durch die intrakanaläre Anwendung antimikrobiell wirkender Medikamente unterstützt werden (Stellungnahme der DGZMK und DGZ, 2000). Für die mechanische Aufbereitung stehen uns heute in der Zahnmedizin eine Vielzahl von Methoden und Techniken zur Verfügung. Zum Beispiel die manuelle oder maschinelle Instrumentierung, Schall- und Ultraschalltechniken, Laser oder kombinierte Techniken. Zur Formgebung und mechanischen Reinigung der Wurzelkanäle, ohne deren Verlauf zu ändern, werden Handinstrumente und/ oder maschinelle Verfahren eingesetzt. Rôças et al. stellten 2013 in einer klinischen Untersuchung keinen Unterschied zwischen Hand- und rotierenden NiTi- Instrumenten bezüglich der verbliebenen Anzahl von Mikroorganismen fest. Bedeutend ist die ausreichende Aufbereitung in hohe ISO-Größen, welche zu einer Reduktion der Bakterienanzahl führt (Hülsmann, 2008). Die angewandten Instrumente bestehen in der Regel aus Nickel- Edelstahl, Titan oder Nickel-Titan (NiTi). Für den klinischen Einsatz sind Elastizität, Schneideleistung und Bruchsicherheit der Wurzelkanalinstrumente entscheidend. Unabhängig von den eingesetzten Instrumenten kann die Aufbereitung nach verschiedenen Methoden erfolgen. Zusammenfassend lassen sich diese grob in apikal-koronale und koronal-apikale Techniken einteilen. Zu der heutigen Vielzahl von maschinellen Verfahren mit dem Trend der Feilenreduktion kommen zusätzlich systemspezifische Vorgehensweisen hinzu (Gängler et al., 2010). Eine vollständige Instrumentierung aller Kanalfächen oder Seitenkanäle lassen sich weder mit einer manuellen noch maschinellen Aufbereitung unabhängig von Methode und angewendetem System erreichen. Der chemischen Desinfektion mittels Spülung und medikamentöser Einlage kommt daher eine große Bedeutung zu (Zirkel, 2012).

1.2.1 Spülung und Desinfektion des Wurzelkanalsystems

Erkrankungen des Endodonts werden in der Regel durch Mikroorganismen oder deren Stoffwechselprodukte verursacht. Um den Mikroorganismen, deren Ernährungs-substraten, anfallenden Geweberesten und Detritus entgegenzuwirken, sowie als

Gleitmittel für die Wurzelkanalinstrumente, werden bei der chemo-mechanischen Aufbereitung Spüllösungen verwendet. Sie unterscheiden sich unter anderem in ihrer Wirkungsweise auf das Bakterium selbst. Generell sollen Spüllösungen antimikrobiell effizient sein, nekrotisches Gewebe auflösen und Endotoxine dekontaminieren (Zehnder et al, 2003) und dabei keine antigene, toxische oder karzinogene Nebenwirkung auf die zahnumgebenden Gewebszellen aufweisen.

Die Anforderungen an eine ideale Wurzelkanalspülung sind neben der Beseitigung des „Smear layer“ (Schmierschicht), der Desinfektion des Dentins inklusive der Dentintubuli sowie der Aufrechterhaltung des antibakteriellen Effekts, keinen negativen Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften des freiliegenden Dentins und damit auf den Haftverbund zum Befestigungsmaterial zu nehmen (Torabinejad et al., 2002). Jedoch wird ein Entfernen der Schmierschicht („Smear layer“) in der Literatur kontrovers diskutiert (siehe Kapitel 1.4).

Der „Smear layer“ verblockt die Tubuliöffnungen sowie die Eingänge der Seitenkanäle und setzt damit die Permeabilität des Dentins um 25-30% herab. Bei infizierten Wurzelkanälen sind diese Ablagerungen häufig mit Bakterien besiedelt und verzögern die antimikrobielle Wirksamkeit z.B. medikamentöser Einlagen in die Dentintubuli (Clark-Holke et al., 2003; Violich et al., 2010). Ein Argument für die Entfernung ist die Möglichkeit einer besseren Desinfektion des Wurzelkanalsystems bis hinein in die Dentintubuli durch die Spüllösung. Diese Schicht verzögert den Effekt der eingesetzten Medikamente, inhibiert ihn aber nicht (Orstavik und Haapasalo, 1990). Allerdings ist durch ein Entfernen der „Smear layer“ die Keimbesiedelung um einiges höher, denn diese blockiert die Penetration der Bakterien in angrenzende Tubuli (Beer und Baumann, 1994). Die antimikrobielle Wirkung einer Spüllösung steigt mit ihrer Applikationsdauer (Athanasias et al., 2007), der Konzentration, der Applikationsmenge und der Temperatur (Stellungnahme DGZMK, 2006). Je stärker also ein Wurzelkanal kontaminiert ist, desto häufiger und intensiver sollte die Spülung erfolgen (Hülsmann, 2004).

1. Natriumhypochlorit (NaOCl)

Natriumhypochlorit in Konzentrationen zwischen 0,5 und 5,25% gilt als Spüllösung der ersten Wahl (Hülsmann, 2008; Klimm, 2011). Es ist eines der ältesten und am besten untersuchten Spülmittel in der Endodontie. Natriumhypochlorit wirkt antibakteriell, wobei es gegen bestimmte Bakterien wie z.B. *E. faecalis* nur bedingt wirksam ist (Bonsor et al., 2006). Unter anderem ist NaOCl bereits in einer 1%igen Konzentration in der Lage durch seine oxidierenden und hydrolysierenden Eigenschaften, vitales und nekrotisches Gewebe aufzulösen. Hinsichtlich dieser Fähigkeit ist es anderen in der Endodontie

verwendeten Spüllösungen wie zum Beispiel Zitronensäure oder Chlorhexidin signifikant überlegen (Naenni et al., 2004). Verwendet man Natriumhypochlorit in höheren Konzentrationen steigt dieser Effekt deutlich an. Generell ist ein Überpressen über den Apex hinaus zu vermeiden, da es auf das umgebende, vitale Gewebe toxisch wirkt (Navarro-Escobar et al., 2010).

Der Wirkmechanismus von NaOCl beruht auf der Dissoziation zu Natrium-Ionen (Na^+), Hypochlorit-Ionen (OCl^-) und hypochloriger Säure (HOCl). Bei einem pH-Wert von 12 werden die ablaufenden Gleichgewichtsreaktionen so beeinflusst, dass relativ wenige freie Chlormoleküle vorliegen. Der Anteil an Hypochlorit-Ionen ist dagegen hoch. Daher beruht der desinfizierende Effekt auf der hohen Konzentration an undissoziierter hypochloriger Säure (HOCl), welche an die Sulfatgruppen der bakteriellen Enzyme angreift und diese denaturiert (Heppeler et al., 2006). Die lytische Wirkung auf Gewebe und Mikroorganismen ist auf die Reaktion mit Proteinen unter Bildung von Chloramin zurückzuführen, wobei die Proteine zerfallen. Der antimikrobielle sowie der gewebeauflösende Effekt ist limitiert auf das Vorhandensein von freiem Chlor in der Lösung (Heidemann 2005; Zehnder et al. 2002 und 2003). Klinisch bedeutet dies, dass nicht zwingend hoch konzentrierte Lösungen angewendet werden müssen. Ein ausreichendes, wiederholtes Spülen ist effektiver (Andersen et al., 1992; Beer et al., 2004). Dennoch existiert in der Literatur keine einheitliche Angabe oder Empfehlung, in welcher Konzentration NaOCl verwendet werden soll. Bei der Wahl ist zu berücksichtigen, dass Natriumhypochlorit ab einer 3%igen Konzentration einen negativen Einfluss auf die Dentineigenschaften durch Auflösen der organischen Dentinmatrix nimmt. Kollagen und Proteoglykane werden dabei so beeinflusst, dass es zu einer Art Stresskontraktion (Dentinkontraktion) kommt, die zu einer Rissbildung im Dentin führt. Es resultiert eine signifikante Abnahme von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul (Marending et al., 2007). In einer Untersuchung von Slutzky-Goldberg 2002 nimmt die Mikrohärtigkeit von zirkumpulpaalem Dentin messbar bei einer Spülung mit 2,5%iger Lösung ab. Darüber hinaus weisen einige Untersuchungen auf eine Reduktion der Haftwerte nach dem Einsatz von NaOCl hin (Ozturk et al., 2004 und Pascon F, 2009). Andere Studien konnten hingegen eine Erhöhung der Haftwerte durch die Verwendung NaOCl feststellen (Zhang et al., 2008; Bitter et al., 2012a).

Ebenso muss berücksichtigt werden, dass ausschließlich der organische Teil der Schmierschicht abgebaut wird, während die anorganischen Bestandteile hingegen unbeeinflusst bleiben. Daher ist eine vollständige Entfernung der „Smear layer“ mit Natriumhypochlorit nicht möglich (Zehnder et al., 2005 und 2006; Hülsmann, 2006).

Hinsichtlich der Fähigkeit Gewebe aufzulösen zeigten Studien, dass eine 0,5%ige NaOCl-Lösungen signifikant schlechter gewebeauflösend wirkt als ein 1-5%ige Agens.

Hingegen resultierten im Vergleich der 1-2,5 und 5%igen keine statistisch signifikanten Unterschiede (Baratto-Filho et al., 2004). Dagegen scheint die antimikrobielle Effizienz nur in geringem Umfang von der Konzentration abhängig zu sein (Zehnder et al., 2003). Demzufolge reicht eine 0,5% bis 1%ige NaOCl-Lösung aus, um eine effektive Reinigung des Wurzelkanalsystems zu erzielen und gleichzeitig einer unerwünschten toxischen Reaktion mit dem periapikalen Gewebe vorzubeugen (Zehnder et al., 2003; Hülsmann, 2006).

Umstritten ist, inwieweit NaOCl in der Lage ist, Endotoxine zu neutralisieren.

Tanomaru et al. (2003) vertreten die Meinung, dass lediglich Kalziumhydroxid die Fähigkeit besitzt, Endotoxine zu neutralisieren. Martino & Gomes (2008) stellten ebenfalls in ihrer Untersuchung keine vollständige Neutralisation bei Anwendung eines 2,5%igen Agens fest. Hingegen konnten Dammaschke (1999) und Zehnder (2006) in ihren Untersuchungen eine Neutralisation der bakteriellen Endotoxine erforschen.

2. Chlorhexidindigluconat (CHX)

CHX wird als ergänzende Spüllösung zu NaOCl in der Endodontie angesehen und wird hierfür in 0,1-2%igen Lösungen verwendet. Hinsichtlich der antimikrobiellen Wirkung zeigt es in einer 2%igen Konzentration im Vergleich zum Natriumhypochlorit in einigen Studien ebenso gute, zum Teil bessere, langanhaltende Ergebnisse. Jedoch weist CHX im Gegensatz zum NaOCl keine gewebeauflösende, reinigende Wirkung auf und ist ebenso wenig in der Lage, Endotoxine (Lipopolysaccharide, LPS) zu neutralisieren. Daher ist CHX als alleinige Spüllösung bei der chemo-mechanischen Aufbereitung ungeeignet. Allerdings sprechen die gute Gewebeverträglichkeit bei geringer Toxizität sowie eine sehr gute antimikrobielle Effektivität gegen Problemkeime wie z.B. *E. faecalis* für einen Einsatz als Zusatzspülung z.B. bei der Revision. Zusätzlich ist CHX in der Lage, die im Dentin vorkommenden MMPs (Matrixmetalloproteinasen) durch die enthaltenen Zink-Kationen zu inhibieren und auf diese Weise die Langlebigkeit des Haftverbundkomplexes zwischen Wurzelkanaldentin und Befestigungsmaterial zu verbessern (Breschi et al., 2010; Liu et al., 2011). Ein weiterer Vorteil gegenüber anderen Wurzelkanalspüllösungen ist die ausgeprägte Substantivität von CHX. Die Wirkung des Chlorhexidins überdauert die Spülzeit und steht als Reservoir für eine langsame Abgabe zur Verfügung (Carrilho, 2010; Liu et al., 2011). Möglich ist das durch die elektrostatische Bindung der kationischen Gruppe an negativ geladene Oberflächen. In einer Studie von Rostenthal et al. (2004) zeigten mit 2%igem CHX behandelte Dentinproben sogar noch nach 12 Wochen eine antibakterielle Wirkung. Die auf CHX sensitiv reagierenden Mikroorganismen erstrecken sich über eine weite Spanne gramnegativer und grampositiver Bakterien sowie Pilze (Ferguson et al., 2002). Durch seine gute

Wirksamkeit gegen *E. faecalis* und Pilze, welche bei endodontischen Misserfolgen oder in Wurzelkanälen, die zu lange dem Mundhöhlenmilieu ausgesetzt waren, vorkommen, wird es vor allem als zusätzliche Desinfektionslösung (0,2-2%) in Revisionsfällen eingesetzt. Bei alternierenden, kombinierten Spülungen von NaOCl und CHX können Dentinverfärbungen auftreten (Akisue et al., 2010) bedingt durch die Ausfällung des Zerfallsproduktes Parachloroanilin (PCA). Dieses wirkt toxisch und kann Methämoglobin bilden. Zudem wird die Dichtigkeit der Wurzelfüllung beeinträchtigt. Unbekannt ist, ob Parachloroanilin aus dem Wurzelkanal über das Dentin in den Blutkreislauf gelangen kann (Hülsmann, 2008). Daher ist es essentiell, eine Zwischenspülung mit isotonischer Kochsalzlösung zur Neutralisation durchzuführen.

3. Chelatorspüllösungen

Nygaard-Östby empfahl bereits 1957 den Chelator EDTA (Ethylendiamintetraacetat) zur Erweiterung enger und kalzifizierter Kanäle bei geringer Zytotoxizität.

Die Natriumsalze von EDTA wirken in Konzentrationen zwischen 10 und 17 Prozent in wässriger Lösung als potente Chelatbildner. Das bedeutet, sie sind in der Lage, selektiv Kalziumionen der Hydroxylapatitkristalle des Dentins über eine nicht- ionische Bindung an sich zu binden (Calt et al., 2002). Zugleich wird auch das im anorganischen Teil der Schmierschicht enthaltene Kalzium und Phosphat komplexiert und herausgelöst (Scelza et al., 2004; Hülsmann, 2006). So ist es möglich, sklerosierte Dentinkanäle für eine nachfolgende antimikrobiell wirksame Spüllösung zu öffnen. Hingegen bleibt der organische Teil der Schmierschicht unbeeinflusst, da er durch die Chelatoren nicht gelöst werden kann.

Im Gegensatz zum NaOCl zeigt EDTA nur einen schwachen Effekt auf Lipopolysaccharide (LPS) sowie eine sehr geringe gewebeauflösende Wirkung. In Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass alternierendes Spülen mit EDTA und NaOCl die Anzahl der Mikroorganismen im Wurzelkanal besser reduziert als NaOCl allein. Allerdings ist zu beachten, dass EDTA mit dem freien Chlor der NaOCl-Lösung reagiert und somit das NaOCl inaktiviert. Umgekehrt scheint NaOCl keine inhibierende Wirkung auf EDTA auszuüben. Somit wird nach alleinigem Spülen mit NaOCl am Ende der Wurzelkanalaufbereitung EDTA empfohlen, um die entstandene Schmierschicht an den Kanalwänden als Endreinigung zu entfernen (Briseño Marroquín et al., 2012). EDTA und CHX verursachen zusammen eine weißliche Verfärbung, bilden jedoch kein PCA. Ob das EDTA-/CHX-Präzipitat sich negativ auf die Wurzelkanalfüllung auswirkt, bleibt noch ungeklärt (Barthel et al., 2009).

In der Fachliteratur wird über die Applikationsdauer sowie der zu verwendenden Konzentration der EDTA-Lösung diskutiert. Dabei ist zu bedenken, dass aufgrund seiner

Wirkweise EDTA eine erosive Wirkung besitzt. Eine Untersuchung kam zu dem Resultat, dass ein einminütiges Spülen mit 15%iger EDTA-Lösung genauso effektiv ist wie dreiminütiges Spülen mit nur 8%iger EDTA Lösung (Perez et al., 2005). In einer anderen In-vitro-Studie von Calt und Serper im Jahr 2002 wurden bei zehnminütiger Applikation exzessive Erosionen am inter- und peritubulären Dentin beobachtet. Ein einminütiges Spülen mit 17%iger EDTA-Lösung reicht aus, um die Schmierschicht zu entfernen. Die Autoren empfehlen daher bei Anwendung einer 17%igen Lösung die Applikationsdauer von einer Minute nicht zu überschreiten.

Zitronensäure ist ein mild wirkender, leicht antibakterieller, biokompatibler Chelatbildner. Sie bildet mit mehrwertigen Metallionen meist wasserlösliche Komplexe, worauf die demineralisierende Wirkung zurückzuführen ist. Diese Säure entfernt den anorganischen Teil der Schmierschicht schnell und zuverlässig. De-Deus et al. kamen in ihrer Studie 2008 zu dem Resultat, dass Zitronensäure im Vergleich zu einer EDTA-Lösung eine bessere Effektivität bezüglich der Entfernung des „Smear layer“ aufzeigt (De-Deus et al., 2008a). Dennoch sollte sie wie EDTA nicht zu lange im Kanal verbleiben, da es ausgeprägte Erosionen am peritubulären Dentin verursachen kann und somit die Mikrohärtigkeit des Dentins negativ beeinflusst (Ulusoy und Görgül, 2013). Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sowohl EDTA als auch Zitronensäure als alleinige Wurzelspülung nicht zur Anwendung kommen sollten, da beide Chelatoren nicht in der Lage sind, nekrotisches Gewebe sowie den organischen Teil der Schmierschicht zu eliminieren.

Im Jahr 2003 stellte Torabinejad in einer Studie MTAD (Markenname *BioPure*, Dentsply, Konstanz, D) als neue Abschlusspüllösung vor. MTAD steht für die Kombination eines Tetracyklins (Doxozyklin), einer Säure (Zitronensäure) und einem Detergens (Tween 80). Mithilfe des Tween-80 wird die Oberflächenspannung der Flüssigkeit reduziert, sodass die Schmierschicht effektiver entfernt werden kann. Da diesen Produkten die essentielle gewebeauflösende Komponente fehlt, sind sie nur als Zusatz nach der letzten NaOCl-Spülung zu verwenden. MTAD entfernte in den Studien der Arbeitsgruppe Torabinejad die Schmierschicht komplett, ohne zu Erosionen am Dentin zu führen. Im apikalen Drittel zeigte MTAD eine bessere Wirkung auf als EDTA (Torabinejad et al., 2003; Mozayeni et al., 2009). Eine andere Studie belegt dieses Resultat und stellte keinen signifikanten Unterschied fest (Mancini et al., 2009). Abschließend bleibt anzumerken, dass ein Großteil der Studien von der Arbeitsgruppe Torabinejad durchgeführt wurde. Eine signifikante Überlegenheit gegenüber den gängigen Substanzen konnte bisher nicht gezeigt werden (Briseño Marroquín et al., 2012).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Applikationsmenge, Applikationsdauer, Konzentration und Temperatur der im Wurzelkanal angewendeten Spüllösung die antimikrobielle Wirksamkeit essentiell beeinflussen. Eine effektive Spülwirkung ist aber nur dann gegeben, wenn die Wurzelkanäle bei der mechanischen Aufbereitung ausreichend weit aufbereitet werden. Bezüglich der Literaturangaben kann bis heute kein Spülprotokoll als Goldstandard empfohlen werden. Grundsätzlich sollte das Spülprotokoll hinsichtlich eines nicht infizierten oder infizierten Wurzelkanals ausgewählt werden. In jedem Fall bleibt NaOCl dabei das Mittel der Wahl und kann beispielsweise durch eine EDTA-Endspülung ergänzt werden. Unterstützend kann versucht werden, die Reinigungswirkung mit Ultraschall oder mechanischen Systemen zu verbessern. Im Fall von Revisionen oder bei Verdacht auf *E. faecalis* ist es sinnvoll, NaOCl mit CHX zu kombinieren. Die obligatorische Zwischenspülung mit 0,9%iger isotonen Kochsalzlösung ist dabei zu beachten, um Verfärbungen und Ablagerungen zu verhindern (Beer et al., 2004).

1.3 Stiftsysteme

In der Vergangenheit standen neben dem gegossenen metallischen Aufbau verschiedenartig konfektionierte metallische Stifte oder Stiftsysteme zur Restauration tief zerstörter, endodontisch behandelter Zähne zur Verfügung. Aufgrund neuer Befestigungsmaterialien und der stetigen Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik sind in den letzten Jahren zahlreiche neue Therapiemöglichkeiten entwickelt worden. Diese bieten ausreichende Retention für die definitive Versorgung unter Schonung gesunder Zahnhartsubstanz. Die klinisch relevanten physikalischen Eigenschaften des Dentins werden durch eine endodontische Behandlung nicht wesentlich verändert (Reeh et al., 1989; Sedgley et al., 1992). Eine Schwächung des Zahnes resultiert vielmehr aus dem Zahnhartsubstanzverlust, welcher unter anderem durch die Zugangskavität, der Entfernung des Kavumdaches und der Wurzelkanalaufbereitung selbst verursacht wird. Demnach sind determinierende Faktoren bei der Frage, ob eine Stiftsetzung sinnvoll ist, die verbleibende Zahnstruktur und die funktionelle Belastung des jeweiligen Zahnes (Schwartz und Robbins, 2004). Die Anzahl der verbleibenden Dentinwände dient hierbei als entscheidender Faktor (Naumann et al., 2012). Eine Einteilung von Wurzelkanalstiften und Aufbausystemen erfolgt laut Lauer et al. 1996 nach dem Material, dem Herstellungsverfahren (individuell, halbkonfektioniert oder vollkonfektioniert), der Form (konisch, zylindrisch oder zylindrisch-konisch) oder der Oberflächenstruktur (glatt, aufgeraut oder mit Gewinde). Ein herkömmlicher konfektionierter metallischer Wurzelstift sollte möglichst lang sein, um ausreichend Retention für den Aufbau zu gewährleisten.

Bedingt durch die fehlende Elastizität des metallischen Wurzelstifts oder durch die Verschraubung kann es jedoch zu Kerbspannungen kommen. Das hohe E-Modul metallischer Stiftsysteme erhöht die Gefahr für Längsfrakturen (Standlee et al., 1989). Modernere metallfreie Stiftsysteme bestehen entweder aus hochfester Keramik (Zirkonoxidkeramik) oder aus Kompositmaterialien, die als Grundmasse ein Epoxidharz enthalten, welches entweder durch Karbon- oder Glasfasern verstärkt ist. Die heute in der Praxis verwendeten Zirkonoxidkeramikstifte zeichnen sich zum einen durch sehr gute mechanische sowie ästhetische Eigenschaften aus. Zum anderen weisen sie eine hohe Biege- und Zugfestigkeit auf. Nachteilig ist, dass sich das hohe E-Modul (200 MPa) deutlich von dem des Dentins (16-19 MPa) unterscheidet, was die Entwicklung von Wurzellängsfrakturen begünstigt (Rosentritt et al., 2000; Butz et al., 2001).

Glasfaserverstärkte Kunststoffstifte sind aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften und aus ästhetischen Aspekten den Metall- und Keramikstiften überlegen (Mannocci et al., 1999a). Eine weitere positive Eigenschaft im Hinblick auf die Vermeidung von Wurzelfrakturen ist, dass ihr E-Modul mit dem des Wurzelkanaldentins vergleichbar ist (Fokkinga et al., 2004). Eine adäquate Befestigung des Stiftes im Wurzelkanal trägt maßgeblich zum Langzeiterfolg einer Versorgung bei (Bitter et al., 2012a). Metallstifte werden definitiv konventionell mit Phosphatzement oder Glasionomerezement befestigt. Hingegen erfordern Glasfaserstifte eine adhäsive Befestigung. Für die notwendige Dentinkonditionierung (Priming und Bonding) mit einem korrespondierenden Dentinhaftsystem und die Befestigung mit dualhärtenden Befestigungskompositen mussten in der Vergangenheit bis zu neun Arbeitsschritte durchgeführt werden. Das mit am häufigsten auftretende Versagensmuster von Faserstiften ist der adhäsive Haftverlust zwischen Dentin und Befestigungsmaterial und wurde unter anderem durch die Techniksensitivität der Materialien begünstigt (Zicari et al., 2008; Rasimick et al., 2010). Abhilfe verschaffen die seit einiger Zeit auf dem Markt erhältlichen selbststützenden Adhäsivsysteme bzw. selbstadhäsive Befestigungskomposite, wodurch z.B. die Probleme der Dentintrocknung entfallen. Deren Anwendung ist weniger zeitinvasiv und fehleranfällig. Zusätzlich nehmen sie einen positiven Einfluss auf die Retention des Wurzelstiftes sowie auf die Abdichtung zwischen Kanalwand und Stiftoberfläche (Bitter et al., 2012b; Sterzenbach et al. 2012b).

1.4 Der Einfluss der Schmierschicht

Die im Wurzelkanal verbleibende Schmierschicht verhindert das Eindringen der Adhäsiv- und Befestigungssysteme und beeinflusst somit den Haftverbund (Serafino et al., 2004). In Folge der Präparation von Zahnhartgewebe oder bei der mechanischen Aufbereitung der Wurzelkanaloberflächen entsteht eine Schicht aus Debris, anorganischen

Bestandteilen, Schleifpartikeln, denaturiertem Kollagen, Bakterien, Blut und Speichel (Balevi, 1995). Dieser sogenannte „Smear layer“ ist sehr hartnäckig und lässt sich nicht mit Wasser oder Wattepellets entfernen (Pashley, 1984). Mc Comb und Smith wiesen bereits 1975 nach, dass die radikuläre Schmierschicht der koronalen ähnelt, aber nicht mit ihr identisch ist. Bei der mechanischen Aufbereitung besteht der Rückstand zusätzlich aus Mikroorganismen, Pulparesten und Odontoblastenfortsätzen (Pashley 1985; Sen et al., 1995).

Dicke und Struktur der Schmierschicht sind abhängig von der Art des verwendeten Präparationsinstrumentes, der Kühlung und der Umdrehungsgeschwindigkeit (Pashley et al. 1984; Haller und Klaiber, 1988). Bei verwendeter Wasserkühlung entstehen oberflächlich 1- 5 µm starke Schichten. Durch eine Penetration in die Dentintubuli bis zu einer Tiefe von 40 µm entstehen sogenannte „Smear plugs“. Die Ablagerungen bilden eine Diffusionsbarriere und führen zum Herabsetzen der Permeabilität des Dentins um 25-30%. Bei infizierten Wurzelkanälen sind diese Ablagerungen zusätzlich mit Bakterien besiedelt und verzögern die antimikrobielle Wirksamkeit z.B. von Spüllösungen und medikamentöser Einlage in die Dentintubuli (Clark-Holke et al., 2003; Violich et al., 2010). Aus klinischer Sicht verzögert die Schmierschicht einerseits den Austritt von Dentinliquor sowie die Infiltration von Bakterien in die Dentintubuli, andererseits behindert sie aber die Adaption von Adhäsiv- und Befestigungssystemen an die Dentinwand und beeinflusst somit die Haftfestigkeit von Dentinadhäsiven essentiell (Haller et al., 1993; Serafino et al., 2004). Ein dauerhafter, dichter Verbund zwischen Adhäsiv, Dentin und Befestigungsmaterial wird am ehesten nur unter Einbeziehung der Schmierschicht in den Verbund oder dessen Entfernung erreicht (Van Meerbeek et al., 1994; Van Meerbeek et al., 2010).

1.5 Adhäsiver Verbund zum koronalen Dentin und Wurzeldentin

Um einen dauerhaften, chemisch-mikromechanischen Verbund zwischen dem hydrophoben Befestigungskomposit und dem hydrophilen Dentin zu gewährleisten, ist es essentiell, eine große, benetzbare, hydrophobe Oberfläche an der Zahnhartsubstanz für das jeweilige Adhäsivsystem zu erzielen. Bei der Implementierung des Dentins als Adhäsionssubstrat treten folglich zwei Probleme auf. Zum einen die Hydrophilie des Dentins mit den mit Dentinliquor gefüllten Tubuli und zum anderen die bereits beschriebene Präsenz der Schmierschicht (Oliveira et al., 2003). Insgesamt ist eine Adhäsion am Dentin weitaus schwieriger zu realisieren als am Schmelz, da die Oberflächenenergie des Dentins selbst nach Konditionierung relativ gering bleibt und durch die unterschiedliche Struktur und Morphologie beider Zahnhartsubstanzen (Frankenberger, 2008).

Van Meerbeek nimmt 1994 eine Klassifikation aufgrund der stetig wachsenden Anzahl der zur Verfügung stehenden Systeme in Bezug auf den Umgang mit der Schmierschicht (Imprägnierung/Entfernung/ Modifikation) zu Vereinfachung vor. Die zunehmende Vielzahl der Adhäsivsysteme, bedingt durch den stetigen Fortschritt der Wissenschaft, erfordern heute eine funktionelle Einteilung nach Arbeitsschritten und Art der Konditionierung (Haller und Blunck, 2003; Frankenberger, 2010). Die Einteilung der Adhäsive chronologisch in Generationen (Schäfer, 1999) ist nicht mehr zeitgemäß (Frankenberger et al., 2008). Eine aktuelle Übersicht gibt Abbildung 1 (Frankenberger et al., 2014).

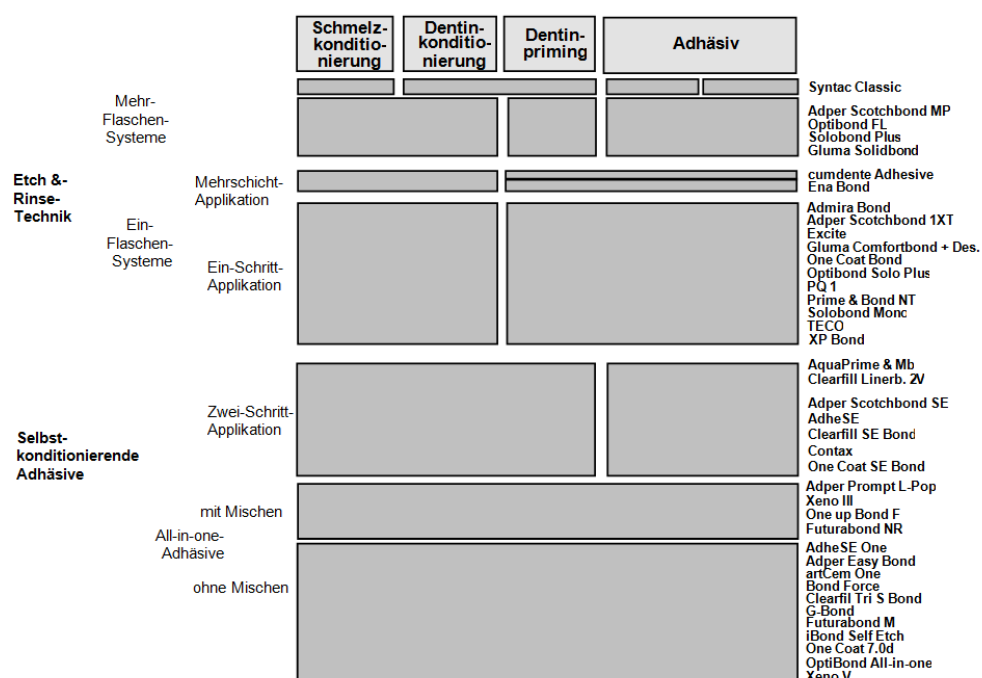


Abbildung 1 Auflistung marktüblicher Produkte der verschiedenen Adhäsivsystem-Klassen nach Adhäsionssubstraten und Schritten von Frankenberger et. al., 2014, DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik, S. 12

Grundsätzlich lassen sich aber zwei Adhäsivstrategien herauskristallisieren (Bagis et al., 2011). Die erste Strategie beruht auf der vollständigen Entfernung der Schmierschicht inklusive der „Smear plugs“ durch eine simultane Oberflächenkonditionierung mit 37%iger Phosphorsäure, um die gewünschten Mikrorauigkeiten für die Verankerung in der Zahnhartsubstanz zu erzeugen, früher „total etching“ genannt, heute korrekter „Etch & Rinse-Technik“ (Van Meerbeek et al., 2004). Die Applikationszeit einer 30- bis 40%igen Phosphorsäure sollte im Bereich des Dentins nicht länger als 20 Sekunden betragen (Haller und Blunck, 2003). Es resultiert die Demineralisation des Dentins, vor allem die des intertubulären Dentins, wobei wiederum die Kollagenfasern freigelegt werden und somit die Diffusionsbarriere als Ganzes entfernt wird. Durch Auftragen des Primers werden das Dentin sowie das Kollagenetzwerk für die Aufnahme der

hydrophilen Monomere vorbereitet. Primer bestehen aus Mono- und Dimethacrylaten, wie z.B. Hydroxymethacrylat (HEMA) oder auch Hydroxypropylmethacrylat (HPMA). Eine ausreichende Oberflächenfeuchtigkeit des Dentins ist notwendig, damit das Kollagenfasernetzwerk nicht zusammenfällt und vom Monomer durchdrungen werden kann. Durch das Verdunsten des Lösungsmittels (Wasser, Alkohol, Aceton) entsteht auf dem Dentin ein dünner Monomerfilm, der durch seine Hydrophilie auf der Kollagenoberfläche haftet. Anschließend wird der eigentliche Haftvermittler, das hydrophobe Adhäsiv, zur chemischen Bindung an das nachfolgend aufzutragende Komposit appliziert. Dentinadhäsive setzen sich aus Mono- und Dimethacrylaten wie zum Beispiel 4-Methacryloxyethyl-trimellitát-Anhydrit (4-META), Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) oder auch Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA) zusammen. Infolgedessen entsteht eine Hybridschicht aus hydrophilen Monomeren und Kollagen, welche als wesentlicher Faktor für die Dentinhaftung angesehen wird (Lopes et al., 2002). Die mikromechanische Verankerung erfolgt durch das Eindringen des Bondings in die Dentintubuli sowie deren Seitenkanälchen und führt zur Ausbildung der sogenannten „resin tags“ (Monticelli et al., 2008a).

Das Primieren und das Bonden können entweder in zwei separaten Schritten oder bei den modernsten Systemen simultan in einem Schritt erfolgen (One bottle bonds).

Die Entwicklung moderner Etch & Rinse Adhäsive verlief stark vereinfacht betrachtet von „Mehrfaschen-Systemen“ hin zu „selbstkonditionierenden Einflaschen-Systemen“ mit vorgeschalteter Phosphorsäurekonditionierung der Zahnhartsubstanzen mit dem Ziel, die Techniksensitivität der einzelnen Behandlungsschritte zur Herstellung des adhäsiven Verbundes zu reduzieren und anwenderfreundlicher zu machen.

Die zweite Strategie beruht auf der Modifikation der Schmierschicht. Bei den self-etch Systemen übernimmt der enthaltene saure Primer die Aufgabe der Säure und des Haftvermittlers. Eine separate Phosphorsäureätzung entfällt. In einem Schritt wird die Schmierschicht aufgelöst, Schmelz und Dentin konditioniert und eine Adhäsivpenetration ermöglicht. Die Dentinoberfläche wird hybridisiert und versiegelt. Die gelösten Schmierschicht- und Apatitbestandteile werden in die Hybridschicht eingebaut und es entsteht ein Hybridkomplex. Anstatt die Schmierschicht nach deren Auflösung mit Wasser abzusprühen, werden ihre Bestandteile also in den Verbund der Hybridschicht integriert (Lopes et al., 2002; Tay und Pashley, 2002a). Die Adhäsion erfolgt hier hauptsächlich chemisch (Monticelli et al., 2008a).

Details zu Befestigungskompositen mit Vorbehandlung des jeweiligen Adhäsivsystems werden in Kapitel 1.6 erläutert.

Grundsätzlich liegen im Wurzelkanal ungünstigere Voraussetzungen für den adhäsiven Haftverbund vor. Durch die eingeschränkte Sicht, der erschwerten Applikation der

Materialien, der verminderten Feuchtigkeitskontrolle, der Ablagerung von Zement und sekundärem Dentin (Mjör et al., 2001) und der verbleibenden Schmierschicht (Serafino et al., 2004) ist die adhäsive Befestigung noch heute eine Herausforderung. Im Besonderen ist die Übertragbarkeit der in der Literatur angegebenen Erkenntnisse auf die genauen Haftungsmechanismen im Wurzelkanal umstritten. In der Regel nimmt die Dichte der Dentintubuli von zervikal nach apikal an der pulpalen Dentinwandung sowie mit zunehmendem Alter ab (vgl. Kapitel 1.1). Bedingt durch die geringere Dichte der Dentintubuli, vor allem im apikalen Bereich des Wurzeldentins, können sich folglich weniger haftungsverstärkende Kunststoffzapfen („resin tags“) ausbilden. Die gemessenen Haftwerte nahmen in deskriptiven Untersuchungen von koronal nach apikal ab (Mjör et al., 2001; Bouillaguet et al., 2003; Wang et al. 2008). Eine weitere Erklärung ist, dass aufgrund der schlechten Erreichbarkeit mit herkömmlichen Adhäsivapplikatoren die „resin tags“ im apikalen Drittel kürzer und uneinheitlicher ausgebildet werden als im mittleren und zervikalen Drittel der Wurzel (Ferrari et al., 2002; Vichi et al., 2002). Ferrari et al. schlussfolgerten im Jahr 2000 aus ihren Forschungsergebnissen, dass die Ausbildung einer Hybridschicht für den adhäsiven Verbund im apikalen Wurzelabschnitt wichtiger als im koronalen Dentin ist, da eine Haftung über die Kunststoffzapfen aufgrund der verminderten Anzahl von Tubuli apikal seltener auftritt. Neben diesen Untersuchungsergebnissen, die für die Bildung eines adhäsiven Verbundes sprechen, existieren in der Literatur auch Hinweise, dass aufgrund des extremen C-Faktors (Relation gebundener zu freier Oberfläche) im Wurzelkanalkanal eine effektive Hybridisierung des Wurzelkanaldentins fraglich sein könnte, da weniger freie Fläche zur Verfügung steht, um die Kräfte während der Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren (Bouillaguet et al., 2003; Tay et al., 2005).

Das Vorhandensein von irregulär strukturierten Sekundärdentin, Gewebeauflagerungen sowie relativ großen Arealen ohne Dentintubuli vermindert zusätzlich die Penetrationsfähigkeit von Dentinadhäsiven im apikalen Wurzeldentin im Vergleich zum koronalen Dentin, was zu einer verringerten Haftfähigkeit apikal führt (Mjör et al., 2001). Wiederum konnten andere Studien keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals und den Haftwerten herstellen (Goracci et al., 2004; Foxton et al., 2005; Zicari et al., 2008). In einer In vitro-Untersuchung von Mannocci et al. im Jahr 2001 wurden sogar Haftwerte im Wurzeldentin ermittelt, die nur geringfügig unter denen des koronalen Dentins lagen. Die Studienergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen auf diesem Gebiet zeigen aber, dass die ermittelten Werte für das Wurzeldentin prinzipiell unter denen zum koronalen Dentin liegen (Goracci et al., 2007; Zicari et al., 2008). Generell ist eine vollständige Entfernung der Schmierschicht am Wurzeldentin anzustreben (Serafino et al., 2004). Allerdings bleiben

durch „Verbolzung“ häufig Schmierschichtanteile im apikalen Wurzelabschnitt zurück. Diese unvollständige Entfernung der Schmierschicht und die damit verbundene erschwerte Penetration des Adhäsivs in der apikalen Region, sowie die mangelnde Überprüfbarkeit der Applikation und der Trockenheit im Wurzelkanal als auch verbleibende Sealer und Guttapercharesten sind weitere Probleme bei der Anwendung von Dentinadhäsiven und Befestigungskompositen (Mjör et al., 2001; Serafino et al., 2004; Wattanawongpitak et al., 2009).

1.6 Befestigungssysteme

Die Grundlage für dentale Befestigungsmaterialien wurde bereits im 19. Jahrhundert gelegt (Eichner, 1985). Mit den stetigen Fortschritten der restaurativen Zahnmedizin wurden immer neue Befestigungszemente mit verbesserten Materialeigenschaften entwickelt. Heutzutage ist bekannt, dass der klinische Langzeiterfolg einer Restauration im direkten Zusammenhang mit dem dauerhaften Verbund zwischen der Restauration oder einem Wurzelkanalstift und der freiliegenden Zahnhartsubstanz steht (Krämer et al., 2000; Bitter et al., 2012a, b; Sterzenbach et al., 2012a). Bei den konventionellen Befestigungszementen basiert dieser Verbund auf mechanischer Retention. Die verschiedenen Arten konventioneller Zemente werden nach ihrer Zusammensetzung eingeteilt. Die aktuell am häufigsten in der Praxis verwendeten Materialien sind Zinkphosphat-, Carboxylat- und Glasionomerezemente. Im Zuge der Weiterentwicklung endodontischer Stiftsysteme hinsichtlich Indikationen und Materialeigenschaften sowie bedingt durch die heutige Anforderung einer zahnhartsubstanzschonenden Zahnpräparation hat im Bereich der Zementierung eine Evolution stattgefunden. Daher stehen uns heute Befestigungsmaterialien auf der Basis von Kompositen zur Verfügung, die einen adhäsiven, chemischen Verbund mit der Zahnhartsubstanz erreichen. Deren Zusammensetzung, Hydrophilität, Phasenseparation oder deren unzureichende Polymerisation, können die Langlebigkeit des Haftverbundes zum Wurzeldentin mit beeinflussen (Breschi et al. 2008; Liu et al. 2011).

1.6.1 Zusammensetzung der Befestigungskomposite

Der Aufbau der Befestigungskomposite entspricht im Wesentlichen dem der in der Zahnmedizin verwendeten Komposite für direkte Restaurationen. Grundsätzlich bestehen sie aus einer organischen Kunststoffmatrix, einer dispersen (anorganischen) Phase und einer Verbundphase aus Silanen und Kopolymeren. Hauptbestandteile der organischen Phase sind neben Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und Additiven die Monomere bzw. Komonomere. Die Viskosität einer Kunststoffmatrix kann

durch ein Gemisch der unterschiedlichen Methacrylate verändert werden. Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat), ein langkettiges Monomer, wirkt sich erhöhend auf die Viskosität aus, wobei hingegen UDMA (Urethandimethacrylat) und die kurzkettigen Verdünnermonomere (Komonomere) wie TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat) die Viskosität senken. Generell ist bei langkettigen, hochmolekularen Monomeren die Schrumpfung bzw. die Polymerisationskontraktion geringer als bei kurzkettigen Monomeren (Hellwig et al., 2009). Als anorganische Füllstoffe werden Quarz, Keramik, Glas oder Siliziumdioxid verwendet, um die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix zu verbessern. Eine Einordnung der Komposite nach Gehalt, Größe und Art der Füllkörper ist heute noch möglich (Krämer et al., 2000). Unterschiede zeigen sich unter anderem in der Viskosität. Bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen, wie z.B. bei Bifix SE ist der Füllkörperanteil geringer, was in einer niedrigen Viskosität resultiert. Die Entwicklung von bifunktionellen Matrixmonomeren, welche eine Haftung am Dentin ohne Vorbehandlung ermöglichen, brachte aber die entscheidende Neuerung. Es handelt sich um Säure-funktionalisierte Monomethacrylate auf Carboxylsäure- oder Phosphorsäure-Basis oder saure Monomere (Moszner et al., 2012). Sie sind nicht nur in der Lage, die Zahnhartsubstanz zu demineralisieren und mit dieser zu interagieren, sondern können ebenso mit anderen quervernetzenden Dimethacrylaten wie z.B. Bis-GMA kopolymerisieren, um ein stabiles Polymernetzwerk zu bilden (Ferracane et al., 2011; Moszner et al., 2012).

1.6.2 Einteilung der Befestigungskomposite

Es existieren in der Literatur verschiedene Terminologien bezüglich der Einteilung der Befestigungskomposite. Einige Autoren fassen die etch-and rinse und self-etch Zemente zu konventionellen Befestigungskompositen zusammen (CR cements). Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite werden vereinfacht als adhäsive Befestigungszemente bezeichnet (AR), da sie ohne die Anwendung eines zusätzlichen Adhäsivsystems an der Zahnhartsubstanz auskommen. Einen Überblick gibt die Abbildung 2 (modifiziert nach Sunico-Segarra et al., 2015).

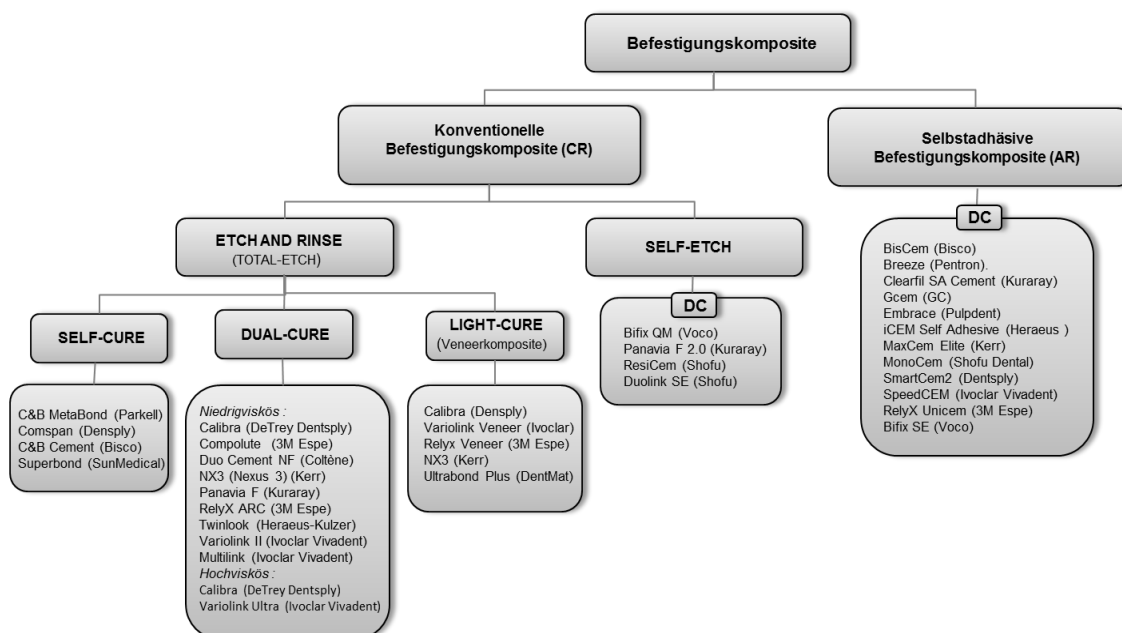


Abbildung 2 Klassifikation Befestigungskomposite und einige repräsentative Produkte (modifiziert nach Sunico-Segarra et al., 2015)

CR: conventional resin cements; AR: adhesive resin cements; Self-Cure: chemisch härtend; Dual-Cure: dual härtend, licht- und chemisch härtend; Light-Cure: licht härtend; DC: Dual-Cure, dual härtend

1. Einteilung nach Polymerisationsmechanismus

Die Befestigungskomposite lassen sich zunächst nach ihrem Polymerisationsmechanismus in rein licht-härtend, rein chemisch-härtend oder dual-härtend einteilen. Sie unterscheiden sich lediglich durch ihre Initiatorsysteme. Initiatoren werden durch einen Aktivator in Radikale umgesetzt, welche die Polymerisation starten.

In lighthärtenden Befestigungskompositen sind Photoinitiatoren, häufig Kampferchinon oder Benzoinmethylether, enthalten. Die Art und der Abstand der Lichtquelle (Intensität, Wellenlänge) sowie die Zusammensetzung und die Farbe des Komposits nehmen Einfluss auf die Polymerisation (Hellwig et al., 2009). Eine sichere Polymerisation kann nur gewährleistet werden, wenn die Schichtstärke der Restauration 3 mm nicht überschreitet (Klinic et al., 2011). Eine weitere Untersuchung zeigt, dass die Konversationsrate im Wurzelkanal von lighthärtenden Befestigungsmaterialien von koronal nach apikal abnimmt und damit die Härtung des Befestigungskomposits (Metzger, 2005; Goracci et al., 2008). Folglich ist deren Indikation eingeschränkt. Jedoch kann der Zeitpunkt der Polymerisation vom Behandler selbst bestimmt werden.

Bei rein chemisch härtenden Kompositen wird Benzoylperoxid als Initiator benutzt. Die Polymerisation ist bei den Zweikomponentensystemen nach dem Anmischen ohne weitere Energiezufuhr in der gesamten Schichtstärke und Wurzelkanaltiefe

gewährleistet. Daher werden sie insbesondere in Bereichen angewendet, die durch das Licht schwer erreichbar sind. Beispiele sind Metall- sowie zu groß dimensionierte Keramikrestorationen oder Metallstiftsysteme (Simon und Darnell, 2012). Dennoch ist der Polymerisationsgrad geringer als bei lichthärtenden Befestigungssystemen, woraus ein erhöhter Restmonomergehalt mit verringerter Pulpaverträglichkeit resultiert (Braga et al., 2002, Hellwig, 2009). Unvollständige polymerisierte Materialien zeigen eine geringere Härte sowie Bruch- und Verschleißfähigkeit und führen zu verminderten Haftfestigkeiten (Vohra et al., 2013). Zusätzlich kann es beim Anmischen der Basispaste mit der Katalysatorpaste zu unerwünschten Lufteinschlüssen kommen, was die Haftkraft ebenfalls negativ beeinflusst (Sanares et al., 2001).

Dualhärtende Komposite vereinen Photoinitiatoren und chemische Initiatoren und sollen die Vorteile von chemisch härtenden und lichthärtenden Systemen kombinieren. Eine vollständige Polymerisation wird nur mit zusätzlicher Lichthärtung erreicht (Ilie et al., 2012). Durch den Einsatz einer Lichtquelle kann die Polymerisation um das 320-fache beschleunigt werden (Lee et al., 2008). Durch die chemischen Bestandteile ist ein Fortsetzen der Polymerisation aber auch dann möglich, selbst wenn die Lichtquelle entfernt wird. Somit bieten diese Materialien den großen Vorteil der Aushärtung in tiefer gelegenen, der Lichtquelle abgewandten Bereiche bei einem hohen Polymerisationsgrad. Dual- sowie lichthärtende Befestigungssysteme spielen daher bei der adhäsiven Verankerung von Glasfaserstiften eine große Rolle. In der apikalen Region sind jedoch (Giachetti et al., 2004, Wrbas et al., 2006) Systeme mit einer selbsthärtenden Komponente hinsichtlich der vollständigen Polymerisation verlässlicher (Giachetti et al., 2004; Wrbas et al., 2006), da bei rein lichthärtenden Befestigungsmaterialien die Konversionsrate und somit die Festigkeit deutlich von koronal nach apikal abnimmt (Metzger, 2005; Goracci et al., 2008). Auch in den Untersuchungen von Ferrari et al. im Jahr 2001 scheint der Verbund zum Dentin bei dual- oder chemisch härtenden Systemen den ausschließlich lichthärtenden Befestigungskompositen überlegen zu sein.

Da die Polymerisationsschrumpfung im Wurzelkanal durch den hohen C-Faktor bereits erhöht ist und durch den Härtungsmodus noch verstärkt werden kann (Bouillaguet et al., 2003), empfehlen vor allem Stifthersteller dual- oder chemisch härtende Befestigungskomposite, um einen guten Haftverbund zum Wurzel-dentin herzustellen.

2. Einteilung nach Adhäsivsystem

Die Einteilung der Befestigungskomposite hinsichtlich ihres Polymerisationsgrades sagt jedoch laut Burgess et al. 2010 nichts über das Adhäsivsystem aus. Demnach erfolgt

eine weitere Einteilung in etch-and-rinse (total etch), self etch and self-adhäsive (siehe Kapitel 1.5).

Um die Anwendung der Adhäsivsysteme zu vereinfachen, wurden selbstkonditionierende und selbstprimende Adhäsive (All-in-One Adhäsive) entwickelt. Die enthaltenen hydrophilen und hydrophoben Monomere übernehmen nicht nur die Funktion des Adhäsivs, sondern auch die des Ätzmittels und des Primers. Der Vorteil dieser Systeme ist die deutliche Reduktion der Arbeitsschritte und der Techniksensitivität. Hierbei muss für den Verbund nur noch eine Lösung aufgetragen werden. Diese kann aus zwei Komponenten bestehen, die kurz vor der Applikation miteinander vermenget werden, oder aus einer gebrauchsfertigen Lösung (Haller und Blunck, 2003). Die säurehaltigen Primer bewirken die Auflösung der Schmierschicht, eine Demineralisation der Schmelz- und Dentinoberfläche und legen die Kollagenfasern frei. Simultan dazu findet die Infiltration der Monomere statt, so dass ein ungeschütztes Kollagenfasergeflecht gar nicht erst entsteht (Haller und Blunck, 2003). Nach dem Grad der Auflösung von Hydroxylapatit erfolgt eine Unterteilung in selbstkonditionierende Präparate mit starker (pH ca. 1), moderater (pH ca. 1,5) oder milder (pH ca. 2) Ätzwirkung (Tay und Pashley, 2001a). Aus dem pH-Wert der selbstkonditionierenden Lösungen kann jedoch kein Rückschluss über die Haftfestigkeit am Dentin bzw. deren Langzeitbeständigkeit gezogen werden (Kanemura et al., 1999). Die selbstätzenden Haftvermittler werden nach einer Einwirkzeit von ca. 20-30 Sekunden nicht abgespült. Die Lösungsbestandteile Aceton, Alkohol und vor allem Wasser verdunsten durch Druckluft. Dabei werden die aufgelöste Schmierschicht sowie die anorganischen Bestandteile des dekalzifizierten Dentins mit in den Verbund integriert (Tay und Pashley, 2001a; Van Meerbeek et al., 2011). Somit ist eine Überätzung genauso ausgeschlossen wie eine Übertrocknung des Dentins oder eine zu nasse Dentinoberfläche. Das auf dem Markt erhältliche Produkt Futurabond DC ist ein Vertreter der self-etch Bonds, welches aus zwei Komponenten besteht und muss aufgrund des dualhärtenden Verfahrens sofort nach dem Anmischen verarbeitet werden. Im direkten Anschluss wird das dazugehörige Befestigungskomposit Bifix QM aufgebracht, da die Dentinhaftung von All-in-One-Adhäsiven deutlich minimiert wird, wenn zwischen ihrer Aushärtung und der Lichtpolymerisation des Komposits zu viel Zeit verstreicht (Tay et al., 2001b). Obwohl moderne, selbstätzende Adhäsivsysteme bereits bemerkenswerte Haftfestigkeiten am Dentin erreichen, konnten in vergangenen Publikationen bisherige All-in-One-Systeme unter anderem nicht an die Ergebnisse von Multi-Step-Systemen (Etch-and-rinse-Systeme) anknüpfen (Radovic et al., 2008; De Angelis et al., 2011; Sterzenbach et al., 2012b). Aktuelle Studien kommen jedoch zu dem Resultat, welche die Haftfestigkeiten unterschiedlicher Adhäsivsysteme ermittelten, dass das All-in-One-Produkt Futurabond DC bezüglich seiner Haftwerte am Dentin den

anderen Systemen überlegen ist (Joseph et al., 2013; Kamble et al., 2015). Ebenso konnte Bitter et al. aufzeigen, dass selbstätzende Systeme bei der Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal bessere Haftwerte als die Etch-and-rinse- oder selbstadhäsiven Systeme erzielen (Bitter et al., 2013).

1.6.3 selbstadhäsive Befestigungskomposite

Die Vereinfachung adhäsiver Verfahrensweisen findet ihre Fortsetzung in der Entwicklung selbstadhäsiver Befestigungskomposite. Der Adhäsionsmechanismus der selbstadhäsiven, dualhärtenden Befestigungszemente zur Zahnhartsubstanz basiert auf der Zusammensetzung aus multifunktionalen, phosphorsauren Methacrylaten (siehe Kapitel 1.6.1). Die sauren Phosphatgruppen der multifunktionellen Monomere demineralisieren die Zahnhartsubstanz und bilden aufgrund ihrer negativen Ladung mit den positiv geladenen Calciumionen im Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz einen Komplex (Gerth et al., 2006; Bagis et al. 2011; Moszner et al., 2012). Diese Materialien, die also ohne die Anwendung eines zusätzlichen Adhäsivsystems an der Zahnhartsubstanz auskommen, haben zwei unterschiedliche Abbindereaktionen. Zum einen läuft eine radikalische Polymerisation durch ein speziell entwickeltes Initiatorsystem für den sauren pH-Bereich sowohl ohne als auch mit Licht ab. Zum anderen findet eine Säure-Base-Reaktion (Zementreaktion) statt, wobei die Phosphorsäure-modifizierten Monomere mit den basischen Füllerkomponenten und dem Apatit der Zahnhartsubstanz reagieren. Das durch die Neutralisation freigesetzte Wasser sorgt initial für eine Hydrophilie des Zementes und eine gute Adaption an die hydrophile Dentinoberfläche. Anschließend reagiert das Wasser mit den überschüssigen sauren Monomeren und den basischen Füllkörpern. Das Wasser wird verbraucht und die Hydrophilie nimmt ab, so dass das Material hydrophober und somit unempfindlicher gegenüber dem wässrigen Mundmilieu ist (Ferracane et al., 2011; Moszner et al., 2012, Frankenberger et al., 2014). Gleichzeitig werden aus den basischen Füllkörpern Fluoridionen herausgelöst (Burgess et al., 2010).

In-vitro-Untersuchungen bezüglich der Dentinhaftung kommen zu gegenteiligen Ergebnissen. Während einige Autoren mit und ohne thermischer Belastung eine gleichbleibende, der konventionellen adhäsiven Befestigung ähnliche Haftung nachwiesen (De Munck et al., 2004; Abo-Hamar et al., 2005), kamen andere zu niedrigeren Werten (Lühns et al., 2010).

Auch weitere Studien, in denen die Haftwerte der selbstadhäsiven Kompositzemente mit konventionellen Befestigungssystemen im Microtensile-Testverfahren verglichen wurden, zeigen, dass die Haftwerte von den konventionellen Befestigungsmaterialien

signifikant höher lagen als die für die meisten selbstadhäsiven Befestigungskomposite (Viotti et al., 2009; De Angelis et al., 2011). Dies resultiert unter anderem aus der hohen Viskosität der selbstadhäsiven Befestigungskomposite. Der hohe Füllkörperanteil von 67 Gew% (Ferracane et al., 2011) mit Partikeln von weniger als 1µm bis zu 5µm und mehr erschwert die Penetration in das Kollagenetzwerk (Bagis et al., 2011; Takimoto et al., 2012). Weiterhin ist die Polymerisationsrate in der Wurzelkanaltiefe verlangsamt und Wasser kann aus den Dentintubuli, dem osmotischen Gradienten folgend, in die Adhäsivschicht penetrieren, was sich zusätzlich negativ auf die Haftung auswirkt (Barcellos et al., 2011). Die Publikation von Sterzenbach et al. im Jahr 2012 zeigt jedoch gegenteilige Ergebnisse auf. Die getesteten selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien erzielten in dieser Studie mit die höchsten Haftwerte. (Sterzenbach et al., 2012b). Insgesamt konnten in der Vergangenheit bei der Nutzung von selbstadhäsiven Befestigungszementen positive Haftwerte festgestellt werden (Bitter et al., 2012b; Sterzenbach et al., 2012b). Weitestgehend ungeklärt ist aber inwieweit Spüllösungen Einfluss auf die Haftung der verschiedenen Befestigungssysteme nehmen.

2 Zielstellung

Zielstellung dieser In-vitro-Studie war es, zum einen den Einfluss unterschiedlicher Dentinbereiche und endodontischer Spüllösungen (CHX, NaOCl, EDTA) auf die Mikrozugfestigkeit eines neuen selbstkonditionierenden Zements (Bifix SE, Voco GmbH) zu ermitteln und zum anderen mit einem etablierten adhäsiven Befestigungssystem (Bifix QM, Futurabond DC, Voco GmbH) zu vergleichen.

Dabei sollte eine Differenzierung zwischen koronalem, mittlerem und apikalem Wurzel Drittel erfolgen. Des Weiteren wurde der Einfluss der bei der chemischen Wurzelkanalaufbereitung zur Anwendung kommenden Spüllösungen am koronalen Dentin untersucht.

Folgende Fragenstellungen standen im Mittelpunkt dieser Untersuchung:

- Welchen Einfluss hat die Tiefe (koronales, mittleres, apikales Drittel) innerhalb des Wurzelkanals auf die Haftfestigkeit?
- Wie beeinflussen die Spüllösungen die Haftwerte, die zur Reinigung des Wurzelkanals angewendet werden? Welche Spüllösung sollte demnach vor der adhäsiven Befestigung z.B. eines Glasfaserstiftes zum Einsatz kommen?
- Welche Unterschiede gibt es in den Haftwerten zwischen einem selbstkonditionierenden und einem adhäsiven Befestigungskomposit?

Folglich ergaben sich drei Arbeitshypothesen:

1. Aufgrund der unterschiedlichen Strukturmerkmale des Dentins innerhalb des Wurzelkanals werden im apikalen Drittel im Vergleich zum koronalen Abschnitt geringere Haftfestigkeiten erwartet.
2. Das etablierte adhäsive Befestigungssystem (Bifix QM, Futurabond DC) wird aufgrund der separaten Dentinkonditionierung mit Futurabond DC signifikant höhere Zugfestigkeitswerte erreichen als das selbstkonditionierende System.
3. Die Spüllösungen NaOCl und CHX sowie deren Wechselfpülung werden zu niedrigeren Haftwerten führen als EDTA.

3 Material und Methodik

3.1 Übersicht

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurden 75 menschliche einwurzelige Zähne verwendet, um zum einen den Einfluss endodontischer Spüllösungen (CHX, NaOCl, EDTA) und zum anderen den Einfluss verschiedener Dentinbereiche auf die Zugfestigkeit eines selbstkonditionierenden, selbstadhäsiven Zements (Bifix SE, Voco, Cuxhaven, D) und eines etablierten adhäsiven Befestigungssystem (Bifix QM, Futurabond DC, Voco, Cuxhaven, D) zu testen und zu vergleichen (Abb. 3). Die Dentinproben wurden auf 14 Gruppen (n= 15) aufgeteilt.

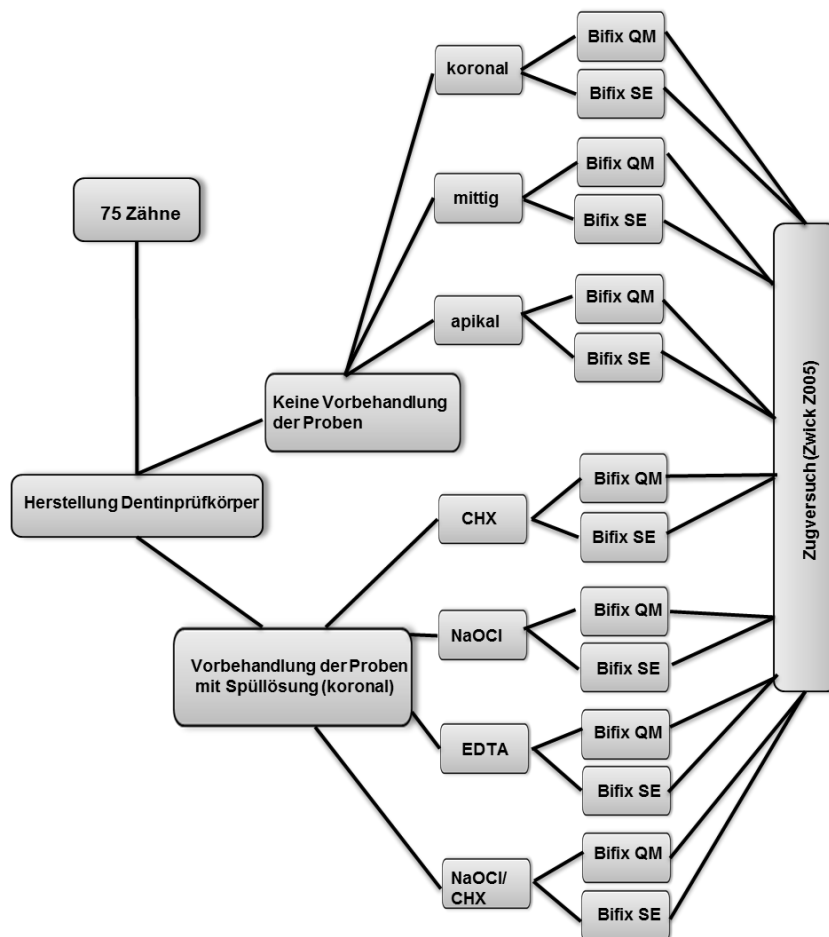


Abbildung 3 Schematische Darstellung Versuchsablauf

3.2 Versuchszähne

In dieser Untersuchung wurden 75 menschliche einwurzelige aus kieferorthopädischen oder parodontalen Gründen extrahierte Zähne verwendet.

Die Lagerung der Zähne in den verschiedenen Zahnarztpraxen erfolgte unmittelbar nach Extraktion bei Raumtemperatur in 0,9 %iger physiologischer Kochsalzlösung. Alle Zähne waren im Wurzel- und Wurzelkanalbereich kariesfrei. Weitere Einschlusskriterien waren ein abgeschlossenes Wurzelwachstum und die Voraussetzung, dass die Zähne nicht endodontisch vorbehandelt waren. Vor und nach der Herstellung der Dentinproben sowie während der gesamten Versuchsdurchführung wurden die Versuchszähne ausschließlich in 0,9%iger physiologischer Kochsalzlösung (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) bei Raumtemperatur gelagert. Als bestehende Ausschlusskriterien galten eine endodontische Vorbehandlung, eine bereits vorhandene Wurzelfüllung, Resorptionsprozesse oder kariöse Läsionen im Wurzelbereich.

3.3 Herstellung der Dentinprüfkörper

Aus jedem Zahn wurden mit Hilfe eines feinen, dünnen zylindrischen Diamanten (Fa. Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D) im FG- Winkelstück (Gentlepower Lux 25, KaVo, Biberach, D, Übersetzung 1:5) bei 200000 U/min unter permanenter Wasserkühlung (50 ml/min) unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze koronale, mittlere und apikale Schnitte entnommen (Abb. 4). Die entstandenen koronalen, mittleren und apikalen Scheiben wiesen jeweils einer Dicke von 5 mm \pm 1 auf. Die Kontrolle der Dicke der gewonnenen Dentinscheiben erfolgte mit einem Tasterzirkel (Spitz, N. Iwanson, Henry Schein, Langen, D). Anschließend wurden die so gewonnenen Dentinscheiben in Längsrichtung mit einer feinen Trennscheibe (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D) im Handstück (Intra Handstück 10 CH, KaVo, Biberach, D) bei 1.500 U/min unter Spraykühlung getrennt. Verbliebenes pulpaes Gewebe wurde vollständig entfernt. Zur besseren Handhabung wurde die nicht zu behandelnde Seite der Dentinschnitte in Technovit 4071 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, D) in eine standardisierte Form eingebettet. Nach vollständiger Aushärtung erfolgte die Kennzeichnung der koronalen, mittleren und apikalen Proben. Danach wurden die Proben mit Schleifpapier (Struers GmbH, Willich, D) der Körnung 220, 320 und 800 plan geschliffen (Abb.4). Alle hergestellten Prüfkörper wurden bis zum Zeitpunkt der Untersuchung in 0,9%iger physiologischer Kochsalzlösung (B.Braun Melsungen AG, Melsungen, D) bei Raumtemperatur gelagert.

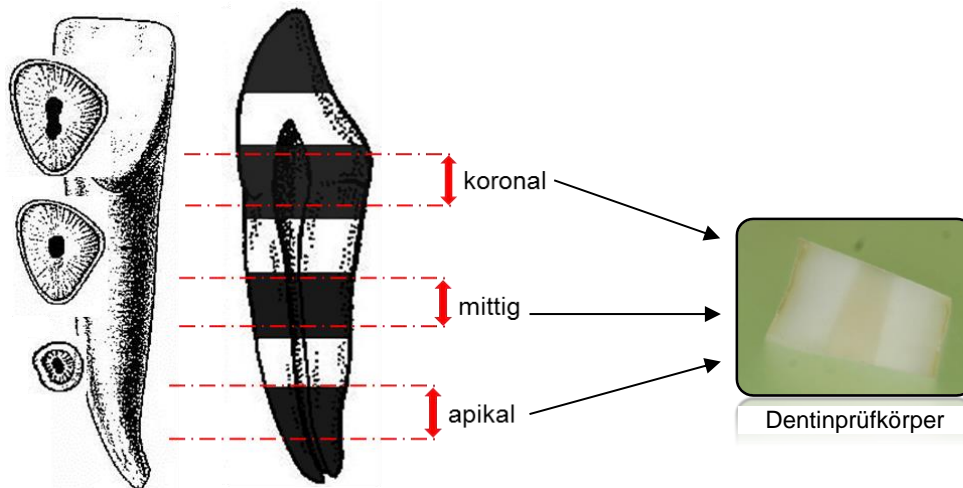


Abbildung 4 Schematische Darstellung der Probenherstellung

3.4 Verwendete Spüllösungen

Zur Desinfektion der Wurzelkanäle stehen verschiedene Spüllösungen zur Verfügung. Für diese Untersuchung wurde eine Spülung mit Natriumhypochlorit (1%), Chlorhexidindigluconat (0,2%), EDTA (17%) und eine Wechselfpülung mit Natriumhypochlorit und Chlorhexidindigluconat ausgewählt.

3.4.1 Physiologische Kochsalzlösung

Die 0,9 % Natriumchloridlösung (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) wurde zum einen als Lagerungsmedium für die extrahierten Zähne bzw. für die Dentinprüfkörper verwendet. Zum anderen wurde sie zur Neutralisation bei der Wechselfpülung mit Natriumhypochlorit und Chlorhexidindigluconat eingesetzt.

3.4.2 Chlorhexidindigluconat (CHX 0,2%)

Chlorhexidindigluconat (CHX) zeigt in Konzentrationen zwischen 0,2 % und 2 % eine gute anhaltende antimikrobielle Aktivität bei guter Bioverträglichkeit. Die Proben wurden jeweils 5 x 2 Minuten in Chlorhexamedfluid forte 0,2% (GlaxoSmithKline Consumer Healthcare GmbH & Co. KG, Brühl, D) eingelegt. 100 g der Lösung enthalten (Tab. 2):

Tabelle 2 Zusammensetzung CHX

	Inhaltsstoffe
Chlorhexamed Forte	0,2 g Chlorhexidinbis(D- gluconat), Pfefferminzaroma Macrogolglycerolhydroxystearat, Sorbitollösung 70% gereinigtes Wasser

3.4.3 Natriumhypochlorit (NaOCl 1%)

Bezogen auf die desinfizierende Wirkung gilt Natriumhypochlorit (NaOCl) in Konzentrationen zwischen 0,5 % und 5,25 % als Goldstandard (Hülsmann et. al., 2000). Natriumhypochlorit muss kühl und lichtgeschützt gelagert werden, da es sonst zerfällt und an Wirksamkeit verliert. In der vorliegenden Studie wurde eine Natriumhypochlorit-Lösung (200 ml, NRF 27.4, Universitätsapotheke Halle, D) mit einer Konzentration von 1 % verwendet, in die die Proben jeweils 5 x 2 Minuten eingelegt wurden. 1000 ml Lösung enthalten im gereinigten Wasser (Tab. 3):

Tabelle 3 Zusammensetzung NaOCl

	Inhaltsstoffe
Natriumhypochlorit	10 g Natriumhypochlorit, Natriumchlorid und Natriumhydroxid aus Natriumhypochloritlösung 12,5% Hedinger, Chlorgehalt 1%

3.4.4 Ethylendiamintetraacetat (EDTA 17%)

EDTA (200 g, NRF 27.2, Universitätsapotheke, Halle, D) ist ein Chelator und besitzt keinerlei desinfizierende oder gewebeauflösende Eigenschaften (Tab. 4). In dieser Untersuchung wurde es in einer Konzentration von 17% angewendet. Die Proben wurden jeweils 5 x 2 Minuten in der Lösung gelagert.

Tabelle 4 Zusammensetzung EDTA

	Inhaltsstoffe
Natriumedetat	20 g Natriumedetat, 52 g Natriumhydroxidlösung 4%

3.4.5 Wechselpülung mit Natriumhypochlorit und Chlorhexidindigluconat

Ein Teil der Proben wurde jeweils 5 Minuten in Natriumhypochlorit (1%) und in CHX (0,2%) eingelegt. Um eine Ausfällung von Chlorhexidinkristallen zu verhindern, fand eine Zwischenspülung mit 0,9 % Kochsalzlösung statt.

3.5 Verwendete Befestigungskomposite

3.5.1 Bifix QM

Bifix QM aus dem Hause Voco (Cuxhaven, D) ist ein röntgenopakes, dualhärtendes Befestigungssystem auf Compositebasis für die Befestigung von Metall-, Keramik- und Kunststoffrestaurationen. Ebenso findet es Anwendung beim Einsetzen von Wurzelkanalstiften. Die Zusammensetzung kann der Tabelle 5 entnommen werden.

Mit Hilfe einer Mischkanüle wird Bifix QM automatisch im richtigen Verhältnis blasenfrei angemischt (Abb. 5). Bifix QM ist in drei Farbalternativen erhältlich und enthält zusätzlich Fluoride. Die hohe Haftung des Bifix QM Systems wird laut Hersteller in Kombination mit einem geeigneten Schmelz/Dentinbonds (Futurabond DC, Voco GmbH, Cuxhaven) erreicht.

Tabelle 5 Zusammensetzung Bifix QM

	Inhaltsstoffe
Bifix QM	Silikatfüller, Initiatoren, Stabilisatoren, Bisphenol-A-Diglycidylidimethacrylat



Abbildung 5 Bifix QM

Futurabond DC (Voco GmbH, Cuxhaven, D) ist ein mit Nanopartikeln verstärktes dualhärtendes Self-Etch-Bond zur Herstellung eines dauerhaften Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und eines licht-, selbst- oder dualhärtenden Füllungs-/ Befestigungsmaterials. Es benötigt keine selektive Schmelzdentinätzung mit Phosphorsäure. Dabei ist eine vollständige Trockenlegung der Kavität essentiell. Bei Futurabond DC werden die Haftmonomere separat in zwei Flaschen gelagert. Dadurch erreicht man eine Lagerstabilität bei Raumtemperatur. Gleichzeitig ist ein niedriger pH-Wert möglich (pH =2), der ein hinreichend retentives Ätzmuster auf Schmelz erzeugen kann. Die Zusammensetzung des Adhäsivs ist in Tabelle 6 dargestellt. Der säureresistente Co-Katalysator kann an der Grenzfläche zum selbsthärtenden Komposit die Aufgabe des Co-Katalysators des Komposits übernehmen. Damit ist Futurabond DC als Adhäsiv für alle Composite geeignet, egal ob licht-, selbst- oder dualhärtend.

Futurabond DC besteht aus zwei Komponenten (Liquid 1 und 2; Abb. 6) und muss aufgrund des dualhärtenden Verfahrens sofort nach dem Anmischen verarbeitet werden. Die Komponenten müssen in einem Verhältnis von 1:1 vermischt, verblasen und anschließend lichtgehärtet werden.

Tabelle 6 Zusammensetzung Futurabond DC

Futurabond DC	Inhaltsstoffe
Liquid 1	Polyfunktionelle Adhäsiv-Monomere, Dimethacrylate, Funktionalisierte SiO ₂ -Nano-Partikel, Initiatoren
Liquid 2	Ethanol, Wasser, DC Katalysator



Abbildung 6 Futurabond DC

3.5.2 Bifix SE

Bifix SE der Firma Voco (Cuxhaven, D) ist ein neues universelles, dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungskomposit. Die einzelnen Bestandteile sind in Tabelle 7 zusammengefasst. Bei der Verwendung müssen keine zusätzlichen Haftvermittler oder Konditionierungsmittel eingesetzt werden. Eine Befestigung von indirekten Restaurationen aus Metall, Keramik und Komposit sowie Wurzelkanalstiften ist möglich. Bifix SE härtet in der Mundhöhle (37° C) in vier Minuten vollständig bei einer intraoralen Verarbeitungszeit von 30-60 s aus. Durch die Verwendung der QickMix Spritze wird eine fehler- und blasenfreie Konsistenz garantiert (Abb. 7).

Tabelle 7 Zusammensetzung Bifix SE

	Inhaltsstoffe
Bifix SE	HEMA, Phosphorsäureester, BIS-GMA, Stabilisatoren, Inhibitoren, Katalysatoren, bifunktionelle Methacrylate, saure Methacrylate, anorganische Füllstoffe



Abbildung 7 Bifix SE

3.6 Versuchsgruppeneinteilung und Probenvorbereitung

Es wurden von 75 humanen kariesfreien Zähnen plane Dentinproben aus der koronalen, mittleren und apikalen Region der Wurzelkanalwand präpariert. Jeweils 15 Proben wurden zufällig einer der folgenden Versuchsgruppen zugeordnet (Tab. 8):

Tabelle 8 Versuchsgruppeneinteilung

Gruppe	Material	Dentinlokalisierung	Art der Vorbehandlung
1	Bifix QM	koronal	--
2	Bifix QM	mittig	--
3	Bifix QM	apikal	--
4	Bifix SE	koronal	--
5	Bifix SE	mittig	--
6	Bifix SE	apikal	--
7	Bifix QM	koronal	CHX
8	Bifix QM	koronal	NaOCl
9	Bifix QM	koronal	CHX/NaOCl
10	Bifix QM	koronal	EDTA
11	Bifix SE	koronal	CHX
12	Bifix SE	koronal	NaOCl
13	Bifix SE	koronal	CHX/NaOCl
14	Bifix SE	koronal	EDTA

Alle Dentinproben wurden vor der Weiterbehandlung mit Hilfe eines Luftbläses getrocknet. Ausnahmslos wurden alle verwendeten Materialien exakt nach Herstellerangaben verarbeitet. Für die Versuchsgruppen 1-3 wurde zunächst das Adhäsivsystem Futurabond DC (Voco GmbH, Cuxhaven, D) im Verhältnis 1:1 (Liquid 1 und 2) auf einer Mischplatte 2 s vermischt. Anschließend wurde mit Hilfe eines Applikationspinsels (Single Tim, Voco GmbH, Cuxhaven, D) eine dünne Schicht des selbststützenden Adhäsivs aufgetragen und 20 s in die Dentinoberfläche einmassiert. Die jeweilige Probe wurde für 5 s mit einem Luftbläser getrocknet. Wie vom Hersteller empfohlen, folgte eine Lichtpolymerisation für 10 s mit einer Polymerisationslampe (Optilux 401, Kerr, Karlsruhe, D). Im Anschluss wurde das Befestigungskomposit Bifix QM mit der mitgelieferten QuickMix Spritze, wobei der erste Überschuss verworfen

wurde, in die Metallhülse (siehe Kapitel 3.7) appliziert und punktförmig auf die Dentinfläche aufgebracht. Daraufhin wurde das Material 30 s lichtgehärtet.

In den Versuchsgruppen 4-6 erfolgte mit Hilfe der mitgelieferten Mischkanüle Typ 11 die Applikation von Bifix SE über die Metallhülse ebenso punktförmig auf die Dentinoberfläche. Abschließend fand eine Lichtpolymerisation (Optilux 401, Kerr, Karlsruhe, D) von 60 s statt. In den Versuchsgruppen 7-14 wurde zunächst eine Vorbehandlung der Dentinproben mit der jeweiligen, zugeteilten Spüllösung durchgeführt. Hierbei fanden ausschließlich koronale Dentinproben Anwendung. Die Proben wurden jeweils 5 x 2 Minuten in den Gruppen 7,8,10,11,12 und 14 in das zugeteilte Agens eingelegt (vgl. Tab.8). Bei den Versuchsgruppen 9 und 13 wurden die Proben jeweils 5 Minuten in Natriumhypochlorit (1%) und in CHX (0,2%) vorbehandelt. Um eine Ausfällung von Chlorhexidinkristallen zu verhindern, fand hier eine Zwischenspülung mit 0,9 % Kochsalzsalzlösung statt. Im Anschluss wurde, wie oben beschrieben, das zugeteilte Befestigungssystem auf die Dentinprobe aufgebracht. Der Abzugsversuch startete 15 Minuten nach Polymerisationsende.

3.7 Versuchsaufbau

Die speziell angefertigten Dentinprüfkörper wurden in einer von Schaller und Mitarbeitern (1991) entwickelten Versuchsanordnung befestigt. Für diese Untersuchung wurde die etablierte Versuchsanordnung zur Datengewinnung der Zugfestigkeit der verwendeten Befestigungssysteme am Wurzeldentin ohne Perfussionssimulation eingesetzt. Die Apparatur besteht aus einem Hohlzylinder, einer Kontermutter und einer Applikationshülse. Der röhrenförmige Unterbau wird mit Hilfe eines Außengewindes am Boden der Universalmaschine (Zwick Z005, Fa. Roell, Ulm, D,) fixiert (Abb. 8). Am oberen Ende des Hohlzylinders befindet sich ein weiteres Außengewinde zur Verschraubung der Kontermutter. Ein Gummidichtungsring gewährleistet eine plane und sicherere Fixierung der hergestellten Wurzeldentinprobe auf dem Hohlzylinder. Durch die untere zylindrische Öffnung von 7mm der Kontermutter, welche mit dem Hohlzylinder verschraubt wird, ist es möglich, die freigelegte Oberfläche der Probe zu bearbeiten. Die obere Öffnung der Kontermutter dient der Aufnahme der Applikationshülse, welche an der Unterseite eine kreisrunde Bohrung von 1mm Durchmesser besitzt. Somit konnte ein standardisierte Kontakt- und Klebefläche von 0,79 mm² festgelegt werden. An der Außenfläche der Metallhülse befinden sich im oberen Teil zwei Schrauben, welche die Arretierung an der Abzugsvorrichtung mit Hilfe einer Kette ermöglichen (Abb. 8). Die lange Führung der Applikationshülse in der Kontermutter des Unterteils und die standardisierte Auflagefläche des Befestigungsmaterials auf der Dentinoberfläche

ermöglichen präzise Zugversuche ohne ein Verfälschen der Messergebnisse durch Abscherungen.

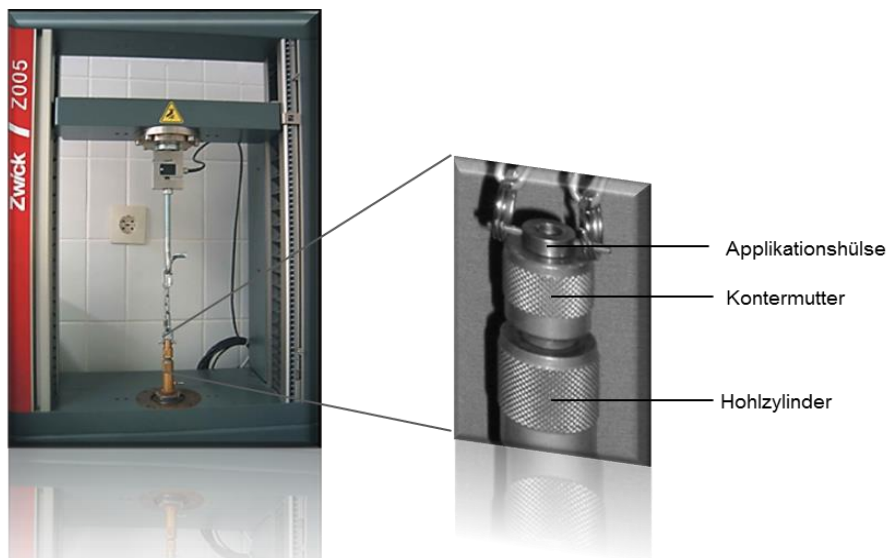


Abbildung 8 Aufbau der Universalprüfmaschine

3.8 Versuchsablauf

Zunächst wurde die vorbereitete Probe auf dem Gummidichtungsring so positioniert, dass nach der Fixierung der Kontermutter das Wurzelentin zentral ausgerichtet war. Anschließend wurde die Metallhülse mit dem enthaltenen Befestigungskomposit auf die fixierte Dentinprobe aufgesetzt und lichtgehärtet. Abschließend wurde der Versuchsaufbau in seine Ausgangsposition gebracht und der Abzugsversuch 15 Minuten nach Polymerisationsende mit einer Querhauptgeschwindigkeit von 1mm/ min gestartet. Die gemessene Zugfestigkeit (maximal gehaltene Kraft in N) wurde anschließend in MPa umgerechnet. Die lange Führung der Applikationshülse in der Kontermutter des Unterteils und die standardisierte Auflagefläche des Befestigungsmaterials auf der Dentinoberfläche ermöglichen präzise Zugversuche.

Die Zugfestigkeitsuntersuchungen wurden 15 Minuten nach Polymerisation mit einer Zwick Universalprüfmaschine, Typ Z005 (Fa. Roell, Ulm, D) in Kombination mit der Software „testXpert 7.0“ durchgeführt. Diese Software ermöglicht nicht nur eine graphische Darstellung der Ergebnisse in einem Kraft-Zeit-Diagramm, sondern wertet die einzelnen Versuche ebenso mit Standardabweichung, Variationskoeffizient und Mittelwert aus. Die Apparatur wurde so ausgerichtet, dass hieraus allein eine senkrechte Zugrichtung resultierte. Hierbei ermöglichen zwei Ketten, jeweils verbunden mit dem horizontalen Stab der Metallhülse, eine Verbindung zum Querhaupt der Maschine. Als Standard für die Untersuchung wurden folgende Parameter festgelegt:

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

Durch die integrierte Handsteuerung wurde die Zugmaschine vorgespannt und der Versuchsvorgang über einen mit der Prüfmaschine verbundenen Computer manuell gestartet. Der Abriss des Befestigungskomposits von der Wurzelentinoberfläche galt als Versuchsende. Das Programm ermittelte die maximal gehaltene Kraft in Newton, erfasste tabellarisch die Messergebnisse und stellte nach Abschluss der Versuche Mittelwerte sowie Standardabweichungen gruppenweise dar. Die Zugfestigkeit wurde aus der maximal gehaltenen Kraft und der bekannten, zur Haftung zur Verfügung stehenden Fläche, nach folgender Formel berechnet:

$$Z = \frac{F}{A}$$

Z = Zugfestigkeit in MPa

F = maximal gehaltene Kraft in Newton

A = Dentinhaftfläche in m²

3.9 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gewonnenen Datenmenge sowie deren graphische Darstellung und Berechnung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 17.0 (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS Science, USA). Weiterhin wurden zusätzliche Graphiken mit Microsoft Office Excel (Version 2013) erstellt.

Innerhalb der 14 Versuchsgruppen erfolgte eine deskriptive Statistik der Mittelwerte, sowie Minima und Maxima. Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde geprüft, ob die Verteilung der einzelnen Ergebnisse einer theoretischen Normalverteilung entspricht. Da die Werte normal verteilt waren, konnte ein parametrischer Test für unabhängige Stichproben verwendet werden. Statistische Unterschiede der einzelnen Versuchsgruppen untereinander wurden zunächst mit der Varianzanalyse nach Einfachklassifikation (ANOVA) bestimmt. Im Weiteren erfolgte der Vergleich der Gruppen mit Hilfe des Tukey's Studentized Range Tests mit einem Signifikanzlevel von 5 % (p<0,05) und die korrigierte Statistik für den paarweisen Vergleich nach Bonferroni-Holm. Um die Tendenz der Haftkräfte resistenter gegen Messfehler abbilden zu können, wurde bei der Darstellung der Ergebnisse weiterhin der Median angegeben.

4 Ergebnisse

Bei allen 14 Versuchsgruppen konnte eine Mikro-Zugfestigkeit nachgewiesen werden. Die Zugfestigkeitswerte der einzelnen Proben je Versuchsreihe 1-14 sind in Tabelle 9 dargestellt.

Tabelle 9 Zugfestigkeit (in MPa) der Versuchsreihen 1-14

Versuchsreihe 1: Bifix QM/ koronal													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	31,39	18,47	21,07	25,78	31,76	31,72	27,62	29,05	22,01	20,62	30,86	20,46	22,95
Kraft/Fläche (MPa)	39,97	23,52	26,83	32,82	40,44	40,4	35,17	36,99	28,02	26,25	39,29	26,05	29,22
Versuchsreihe 2: Bifix QM/ mittig													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	17,25	18,25	29,05	25,28	27,25	20,06	18,24	23,52	23,62	17,25	27,29	23,61	22,69
Kraft/Fläche (MPa)	21,96	23,24	36,99	32,19	34,7	25,54	23,22	29,95	30,07	22,31	34,75	30,06	28,89
Versuchsreihe 3: Bifix QM/ apikal													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	21,64	22,64	17,34	21,27	19,95	20,18	18,01	20,3	18,04	19,81	20,57	20,32	18,94
Kraft/Fläche (MPa)	27,55	28,83	22,08	27,08	25,4	25,69	22,93	25,85	22,97	25,22	26,19	25,87	24,12
Versuchsreihe 4: Bifix SE/ koronal													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	23,67	27,29	30,06	20,72	36,01	26,82	28,29	24,57	32,73	24,2	22,91	27,81	30,17
Kraft/Fläche (MPa)	30,14	34,75	38,27	26,38	45,85	34,15	36,02	31,28	41,67	30,81	29,17	35,41	38,41
Versuchsreihe 5: Bifix SE/ mittig													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	20,67	25,7	19,97	25,62	19,04	18,46	26,64	22,82	26,34	26,57	22,34	28,01	20,4
Kraft/Fläche (MPa)	26,32	32,72	25,43	32,62	24,24	23,5	33,92	29,06	33,54	33,83	28,44	35,66	25,97
Versuchsreihe 6: Bifix SE/ apikal													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	20,96	23,26	25,28	27,25	20,06	19,24	23,52	23,62	26,05	27,29	23,61	28,69	18,25
Kraft/Fläche (MPa)	29,96	29,62	32,19	34,7	25,54	24,5	29,95	30,07	33,17	34,75	30,06	36,53	23,24
Versuchsreihe 7: Bifix QM/ CHX													
Probenr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	26,43	19,4	29,2	24,02	27,5	32,53	24,1	27,3	26,33	20,56	23,45	24,6	26,59
Kraft/Fläche (MPa)	33,65	24,7	37,18	30,58	35,01	41,42	30,69	34,76	33,52	26,18	29,86	31,32	33,86

Versuchsreihe 8: Bifix QM/ NaOCI													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	32,85	32,33	21,64	29,51	24,16	22,16	28,55	25,45	28,45	27,36	29,23	24,02	22,19
Kraft/Fläche (MPa)	41,83	41,16	27,55	37,57	30,76	28,22	36,35	32,4	36,22	34,84	37,22	30,58	28,25
Versuchsreihe 9: Bifix QM / NaOCI-CHX													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	20,56	22,65	23,23	26,02	20,54	18,91	24,41	23,6	18,79	21,66	27,75	20,01	21,75
Kraft/Fläche (MPa)	26,18	28,84	29,58	33,13	26,15	24,08	31,08	30,05	23,92	27,58	35,33	25,48	27,69
Versuchsreihe 10: Bifix QM/ EDTA													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	40,3	33,76	36,3	32,39	31,88	38,91	29,25	34,57	32,52	29,33	33,25	32,54	29,65
Kraft/Fläche (MPa)	51,31	42,99	46,22	41,24	40,59	49,54	37,23	44,02	41,41	37,34	42,34	41,43	37,75
Versuchsreihe 11: Bifix SE/ CHX													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	19,06	22,5	23,08	23,14	24,54	16,79	24,04	24,84	19,77	23,94	23,76	16,99	19,39
Kraft/Fläche (MPa)	24,27	28,65	29,39	29,46	31,25	21,38	30,61	31,63	25,17	30,48	30,25	21,63	24,69
Versuchsreihe 12: Bifix SE/ NaOCI													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	18,27	17,09	20,83	21,74	23,46	23,46	28,76	20,1	19,48	25,1	15,83	25,53	20,38
Kraft/Fläche (MPa)	23,26	21,76	26,52	27,68	29,68	30,25	36,62	25,59	24,8	31,96	20,16	32,51	25,95
Versuchsreihe 13: Bifix SE/ NaOCI-CHX													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	19,64	23,43	20,3	17,34	21,71	18,72	26,34	19,57	20,05	22,48	27,33	20,99	20,21
Kraft/Fläche (MPa)	25,01	29,83	26,27	22,08	27,64	23,84	33,54	24,92	25,53	28,62	34,8	26,73	25,73
Versuchsreihe 14: Bifix SE/ EDTA													
Probennr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Kraft (N)	33,77	32,32	35,63	22,41	33,49	34,51	34,41	35,5	28,96	32,54	19,33	22,46	28,67
Kraft/Fläche (MPa)	43	41,15	45,37	28,53	42,64	43,94	43,81	45,2	36,87	41,43	24,99	28,6	36,5

In der Versuchsgruppe Nr.10 - Bifix QM unter Vorbehandlung der Dentinproben mit EDTA- wurde der höchste Mittelwert ermittelt. Der geringste Mittelwert ergab sich in der Versuchsgruppe Nr. 3 - Bifix QM im apikalen Wurzeldrittel.

Tabelle 10 stellt zunächst einen Überblick der Versuchsgruppen im Vergleich der Schnittebene mit den entsprechenden Mittelwerten, Standardabweichungen, Medianwerten sowie Minima und Maxima in MPa.

Tabelle 10 Ergebnisse in MPa im Vergleich der Schnittebene

Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimum	Maximum
1	32,69	6,31	32,82	23,52	40,44
2	28,76	5,12	29,95	21,96	36,99
3	25,36	1,93	25,69	22,08	28,83
4	34,79	5,39	34,75	26,38	45,85
5	29,63	4,24	29,06	23,5	35,66
6	30,09	4,16	30,06	23,24	36,53

In der Versuchsgruppe 1 - Bifix QM im koronalen Wurzelf Drittel - resultierte ein Mittelwert von 32,69 MPa bei einer Standardabweichung von 6,31. Das ermittelte Minimum lag bei 23,52 MPa und das Maximum bei 40,44 MPa.

Die Versuchsgruppe 2 - Bifix QM im mittleren Wurzelf Drittel - zeigte einen Mittelwert von 28,76 MPa bei einer Standardabweichung von 5,12. Das Minimum lag in dieser Gruppe bei 21,96 MPa und das Maximum bei 36,99 MPa.

Die Untersuchung der Versuchsgruppe 3 - Bifix QM im apikalen Wurzelf Drittel - ergab einen Mittelwert von 25,36 MPa bei einer Standardabweichung von 1,93. Der niedrigste Wert betrug 22,08 MPa und der höchste 28,83 MPa.

Die Versuchsgruppe 4- Bifix SE im koronalen Wurzelf Drittel - zeigte einen Mittelwert von 34,79 MPa bei einer Standardabweichung von 5,39. Das ermittelte Minimum lag bei 26,38 MPa und das Maximum bei 45,85 MPa.

In der Versuchsgruppe 5 - Bifix SE im mittleren Wurzelf Drittel - resultierte ein Mittelwert von 29,63 MPa mit einer Standardabweichung von 4,24. Das ermittelte Minimum lag bei 23,50 MPa und das Maximum bei 35,66 MPa.

Die Untersuchung der Versuchsgruppe - 6 Bifix SE im apikalen Wurzelf Drittel - zeigte einen Mittelwert der ermittelten Zugfestigkeit von 30,09 MPa bei einer Standardabweichung von 4,16. Der niedrigste Wert betrug 23,24 MPa und der höchste 36,53 MPa.

Die Tabelle 11 zeigt eine Übersicht der Ergebnisse der Versuchsgruppen 7-14 unter Einfluss der jeweiligen Spüllösung mit den entsprechenden Mittelwerten, Standardabweichungen, Medianwerten sowie Minima und Maxima in MPa.

Tabelle 11 Ergebnisse in MPa im Vergleich der Spüllösung

Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimum	Maximum
7	32,51	4,40	33,52	24,7	41,42
8	34,07	4,82	34,84	27,55	41,83
9	28,39	3,41	27,69	23,92	35,33
10	42,58	4,36	41,43	37,23	51,37
11	27,60	3,66	29,39	21,38	31,63
12	27,46	4,66	26,52	20,16	36,62
13	27,27	3,66	26,27	22,08	34,8
14	38,61	7,00	41,43	24,99	45,37

Der ermittelte Mittelwert lag in der Versuchsgruppe 7 - Bifix QM in Kombination mit CHX - bei 32,51 MPa bei einer Standardabweichung von 4,40. Der Minimalwert ergab 24,70 MPa und der Maximalwert lag bei 41,42 MPa.

In der Versuchsgruppe 8 - Bifix QM zusammen mit NaOCl - betrug der Mittelwert 34,07 MPa und die Standardabweichung 4,82. Der niedrigste Wert betrug 27,55 MPa und der Maximalwert 41,83 MPa.

Bei der Versuchsgruppe 9 - Bifix QM in Anwendung einer Wechselfpülung mit NaOCl/ CHX - konnte ein Mittelwert von 28,39 MPa sowie eine Standardabweichung von 3,41 festgelegt werden. Das Minimum lag in dieser Gruppe bei 23,92 MPa und das Maximum bei 35,33 MPa.

Die Versuchsreihe 10 - Bifix QM mit EDTA - zeigte einen Mittelwert von 42,57 MPa und eine Standardabweichung von 4,36. Der niedrigste ermittelte Wert betrug 37,23 MPa und der höchste 51,31 MPa.

Die Untersuchung der Versuchsgruppe 11 - Bifix SE gemeinsam mit CHX - zeigte einen Mittelwert der ermittelten Zugfestigkeit von 27,60 MPa bei einer Standardabweichung von 3,66. Das Minimum lag bei 21,38 MPa und das Maximum betrug 31,63 MPa.

Der bestimmte Mittelwert lag in der Versuchsgruppe 12 - Bifix SE in Kombination mit NaOCl - bei 27,46 MPa und einer Standardabweichung von 4,66. Der Minimalwert ergab 20,16 MPa und das Maximum lag bei 36,62 MPa.

Die Versuchsreihe 13 - Bifix SE in Anwendung einer Wechselfpülung mit NaOCl/ CHX - zeigte einen Mittelwert von 27,27 MPa und eine Standardabweichung von 3,66 auf. Der niedrigste ermittelte Wert betrug 22,08 MPa und der höchste 34,80 MPa.

Aus der Versuchsreihe 14 - Bifix QM mit EDTA – resultierte einen Mittelwert von 38,61 MPa und eine Standardabweichung von 7,00. Der niedrigste ermittelte Wert betrug 24,99 MPa und der höchste 45,37 MPa.

Das nachfolgende Boxplot-Diagramm veranschaulicht alle gemessenen Zugfestigkeitswerte (Abb. 9). Ausreißer der gemessenen Zugfestigkeitswerte werden in den Boxplot-Diagrammen mit einem Kreis gekennzeichnet.

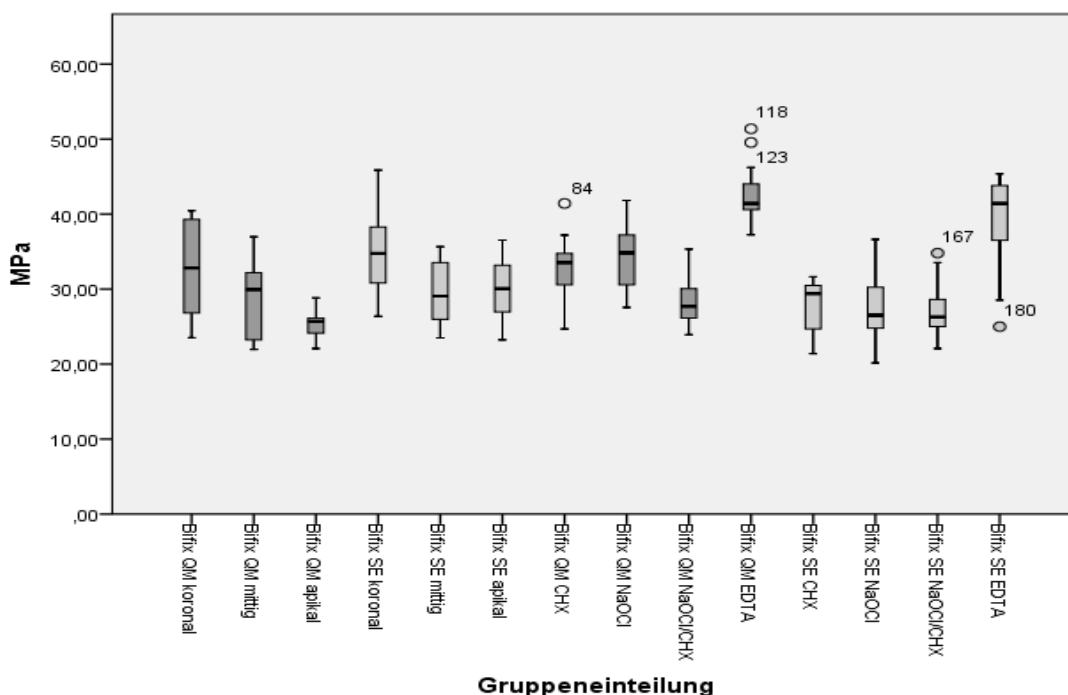


Abbildung 9 Boxplot Diagramm der Versuchsreihen 1-14

Signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Versuchsgruppen sind in Abbildung 10 dargestellt.

	Bifix QM			Bifix SE			Bifix QM				Bifix SE			
	koronal	mittig	apikal	koronal	mittig	apikal	CHX	NaOCl	NaOCl / CHX	EDTA	CHX	NaOCl	NaOCl / CHX	EDTA
Bifix QM														
koronal		n.s	s	n.s.	n.s	n.s	n.s	n.s.	n.s.	s	n.s	n.s.	n.s	n.s
mittig	n.s		n.s.	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s.	s	n.s	n.s.	n.s	s
apikal	s	n.s		s	n.s	n.s	s	s	n.s.	s	n.s	n.s.	n.s	s
Bifix SE														
koronal	n.s	n.s	s		n.s	n.s	n.s	n.s	s	s	s	s	s	n.s
mittig	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	s
apikal	n.s.	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	s
Bifix QM														
CHX	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	s
NaOCl	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	s	s	s	s	n.s
NaOCl/ CHX	n.s	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	n.s		s	n.s	n.s	n.s	s
EDTA	s	s	s	s	s	s	s	s	s		s	s	s	n.s
Bifix SE														
CHX	n.s	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	s	n.s	s		n.s	n.s	s
NaOCl	n.s	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	s	n.s	s	n.s		n.s	s
NaOCl/ CHX	n.s	n.s	n.s	s	n.s	n.s	n.s	s	n.s	s	n.s	n.s		s
EDTA	n.s	s	s	n.s	s	s	n.s	n.s	s	n.s	s	s	s	

Abbildung 10 Signifikante Unterschiede der Haftkrafteergebnisse aller Versuchsgruppen im Vergleich ; s=signifikant, n.s.= nicht signifikant

Der Vergleich der Schnittebenen, d.h. der unterschiedlichen Tiefen im Wurzelkanal, zeigte wenig signifikante Unterschiede (Abb. 10). Die Ergebnisse der unterschiedlichen Schnittebenen wurden in der nachfolgenden Boxplotdarstellung (Abb. 11) vergrößert dargestellt.

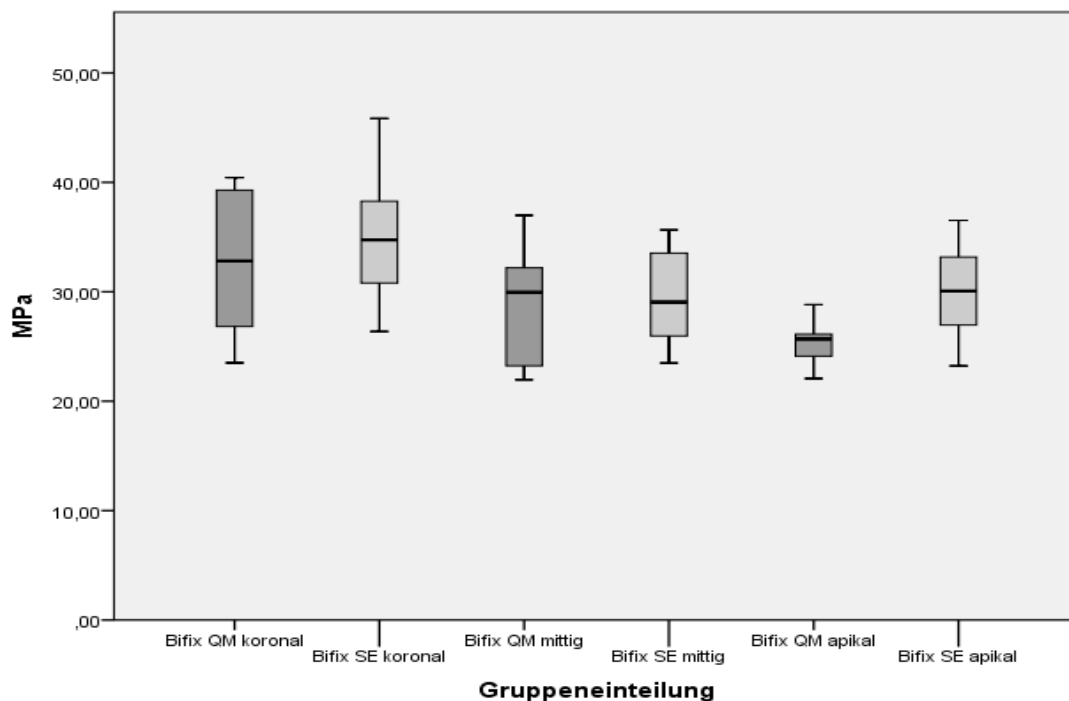


Abbildung 11 Boxplot-Diagramm der unterschiedlichen Schnittebenen (koronal, mittig, apikal) der beiden getesteten Zemente Bifix QM und Bifix SE

Die höchste Zugfestigkeit ohne Vorbehandlung der Dentinproben mit einer der ausgewählten Wurzelkanalspüllösungen konnte für den selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE am koronalen Wurzelabschnitt mit 34,79 MPa ($\pm 5,39$ MPa) ermittelt werden. Auch das etablierte Befestigungskomposit Bifix QM mit 32,69 MPa ($\pm 6,31$ MPa) erreichte in dieser Untersuchungsreihe seine höchste Zugfestigkeit am koronalen Wurzelzement. Im Vergleich der Wurzelabschnitte resultierte der signifikant niedrigste Wert mit 25,36 MPa ($\pm 1,93$ MPa) für Bifix QM in der apikalen Schnittebene ($p < 0,05$). Insgesamt liegen unter dem Einfluss der unterschiedlichen Wurzelkanalsegmente in den Versuchsgruppen 1-6 die mittleren Zugfestigkeitswerte zwischen 28,76 MPa ($\pm 5,12$ MPa) für Bifix QM in der mittleren Schnittebene und im Fall von Bifix SE apikal bei 30,09 MPa ($\pm 4,16$ MPa). Generell ist eine geringe Abnahmetendenz der Zugfestigkeiten vom koronalen zum apikalen Wurzelkanalverlauf zu verzeichnen.

Signifikant niedrigere Haftwerte ($p < 0,05$) resultierten aber in diesem Zusammenhang ausschließlich für das etablierte Befestigungssystem Bifix QM im Vergleich der Wurzelkanaltiefen in der apikalen Schnittebene (Abb.10 und 11).

Die statistische Auswertung zeigte einen signifikanten Einfluss der angewendeten Wurzelkanalspüllösungen auf die Mikrozugfestigkeit (Abb. 10).

In Abbildung 12 wurden die Ergebnisse im Boxplot-Diagramm veranschaulicht.

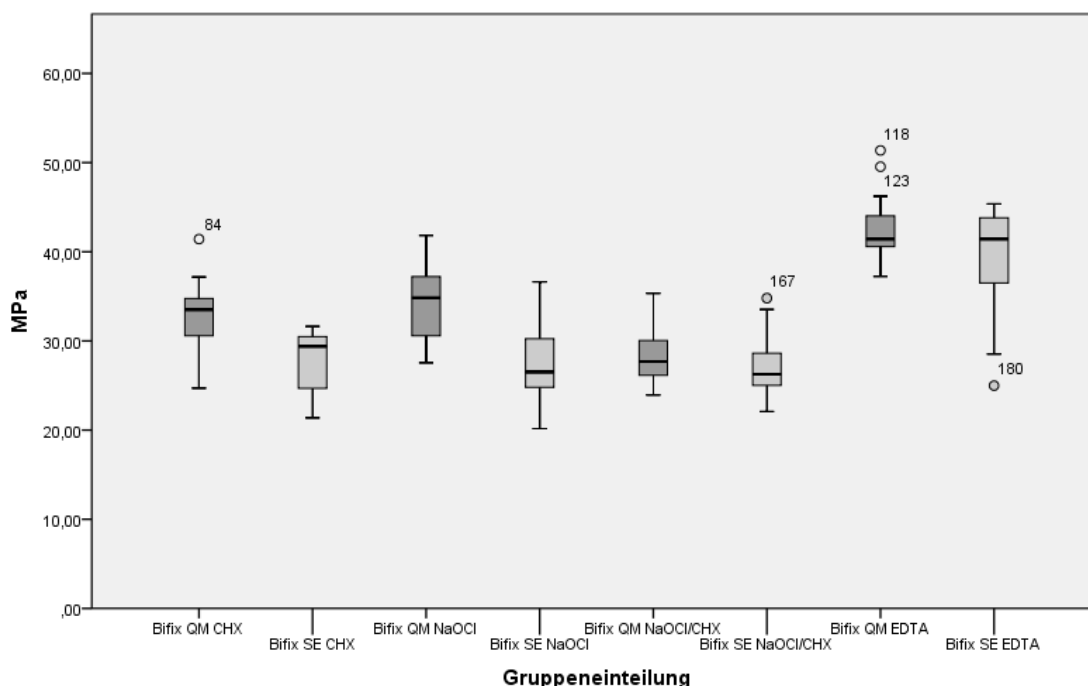


Abbildung 12 Boxplot-Diagramm der unterschiedlichen Spüllösungen (CHX, NaOCl, NaOCl/CHX, EDTA) der beiden getesteten Zemente Bifix QM und Bifix SE

Bei der Verwendung der Spüllösungen ergaben sich signifikante Unterschiede beider Befestigungssysteme (Abb. 10 und 12). Die Behandlung der Dentinproben mit CHX reduzierte die Haftkraft beim selbstadhäsiven Befestigungskomposit Bifix SE auf 27,60 MPa ($\pm 3,66$ MPa) signifikant ($p < 0,05$). Jedoch nahm Chlorhexidindigluconat (CHX) keinerlei Einfluss auf die Zugfestigkeit bei der Anwendung von Bifix QM. Nach der Verwendung von Natriumhypochlorit (NaOCl) resultierten in der Versuchsgruppe 8 (Bifix QM mit NaOCl) etwas höhere Haftwerte mit 34,07 MPa ($\pm 4,82$ MPa) im Vergleich zur Versuchsgruppe 1 (Bifix QM koronal). Diese Erhöhung der Zugfestigkeit war jedoch nicht signifikant ($p < 0,05$). Zu einer weiteren signifikanten Reduktion der Zugfestigkeitswerte führte dagegen der Einsatz von NaOCl in Kombination mit Bifix SE ($p < 0,05$). Ebenso nahm die Wechspülung von NaOCl und CHX einen signifikanten negativen Einfluss ($p < 0,05$) auf den selbstadhäsiven Befestigungskomposit Bifix SE (Versuchsgruppe 13) mit 27,27 MPa ($\pm 3,66$ MPa). Auch das Befestigungssystem Bifix QM (Versuchsgruppe 9) mit 28,39 MPa ($\pm 3,41$ MPa) zeigte verminderte Zugfestigkeitswerte. Der Einsatz von EDTA beeinflusste die Haftwerte beider untersuchten Befestigungssysteme. In der Versuchsgruppe 10 (Bifix QM) resultierten die signifikant höchsten Zugfestigkeitswerte ($p < 0,05$) mit 42,57 MPa ($\pm 4,36$ MPa). Ebenso zeigte der selbstadhäsive

Befestigungszement Bifix SE unter der Anwendung von EDTA seine höchsten Haftwerte mit 38,61 MPa ($\pm 7,00$ MPa) auf.

Zusammenfassend wurde festgestellt, dass die Befestigungstiefe nur vereinzelt Einfluss auf die Zugfestigkeit innerhalb des Wurzelkanals hatte. Nur in der apikalen Region wurde ein signifikanter Unterschied in der Versuchsgruppe mit Bifix QM deutlich ($p < 0,05$). Ein direkter Zusammenhang von Haftwerten und der Wurzelkanaltiefe ließ sich nicht erkennen. Grundsätzlich erreichten beide untersuchten Befestigungssysteme gute Zugfestigkeitswerte. Vergleicht man die Medianwerte miteinander, erzielte das neue selbstadhäsive Befestigungskomposit Bifix SE in allen untersuchten Schnittebenen höhere Haftwerte. Insgesamt resultierte aus den Ergebnissen der Untersuchungsreihe 1-6, dass die Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals allein keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeit nimmt.

Hingegen zeigte die Spüllösung einen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeit. Besonders deutlich wurde dies beim selbstadhäsiven Befestigungssystem Bifix SE. Die Anwendung der Spüllösung CHX bzw. NaOCl sowie deren Wechselfpülung nahmen einen signifikant negativen Einfluss auf die Haftwerte dieses Systems. Dagegen zeigte die Vorbehandlung der Proben mit CHX und NaOCl und deren Wechselfpülung beim etablierten Befestigungskomposit Bifix QM keine signifikanten Auswirkungen. Nur für die Wechselfpülung mit CHX und NaOCl resultierten zwar im Vergleich niedrigere Haftwerte, waren aber dennoch nicht signifikant.

Die Chelatorspülung EDTA führte zu einer hoch signifikanten Steigerung der gemessenen Haftwerte in Kombination mit Bifix QM ($p < 0,05$).

5 Diskussion

5.1 Versuchszähne

Für die Durchführung der vorliegenden In-vitro-Studie wurden 75 menschliche Zähne mit abgeschlossenem Wurzelwachstum der 2. Dentition verwendet. Einbezogen wurden Zähne mit klinisch gesunder Zahnhartsubstanz als auch solche mit kariösen Defekten der Zahnkrone und/oder erfolgter Füllungstherapie, um die in der klinischen Praxis gegebene Mannigfaltigkeit nachzubilden. Alle Zähne wiesen ausschließlich gerade Wurzeln und ein rundliches, nicht obliteriertes Wurzelkanallumen auf. Definierte Ausschlusskriterien waren Zähne mit ungerader Wurzel, vorhandener Wurzelkaries, erfolgter Füllungstherapie im Wurzelbereich oder eine bereits begonnene bzw. erfolgte endodontische Therapie. Als Extraktionsgründe wurden parodontale Erkrankungen sowie kieferorthopädische Indikationen angenommen. Trotz dieser Ein- und Ausschlusskriterien sind individuelle Unterschiede bei den Probezähnen anzunehmen. Zum einen war eine exakte Altersbestimmung der Versuchszähne aufgrund fehlender Dokumentation nicht möglich. Folglich blieben physiologisch bedingte Alterungsprozesse wie zum Beispiel der Sklerosierungsgrad des Wurzelkollagens unberücksichtigt. Ebenso können die Verteilung und Häufigkeit von Dentinkanälchen innerhalb eines Wurzelkanals individuell variieren (Hellwig et al., 2003, Camargo et al., 2007). Die eventuell damit verbundenen negativen Auswirkungen, wie beispielsweise in Untersuchungen der Arbeitsgruppe Yoshiyama et al. (2002) für andere adhäsive Materialien beschrieben, könnten dementsprechend zu Schwankungen innerhalb der Versuchsgruppen beigetragen haben. Allerdings zeigte eine Untersuchung der Arbeitsgruppe Ozer et al. (2005), dass das Alter der Zähne keinen wesentlichen Einfluss auf die Qualität adhäsiver Verbindungen zur Zahnhartsubstanz zu nehmen scheint. Da physiologische Medien die chemischen und physikalischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz nicht verändern, erfolgte die Lagerung der Zähne vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Probenherstellung in physiologischer Kochsalzlösung (Haller et al., 1993). Somit kann ein Einfluss des Lagermediums auf die Zugfestigkeit ausgeschlossen werden (Lee et al., 2007). Aufgrund der Tatsache, dass es bis zu einem Monat nach Extraktion der Zähne keine Unterschiede in den anschließenden durchgeführten Zughalttestungen gibt (Blunck et al., 1990), wurden die Versuche spätestens vier Wochen nach der Extraktion durchgeführt.

5.2 Herstellung der Dentinproben, Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung

Wie in Publikationen empfohlen und in der Praxis üblich, erfolgte die Herstellung der Dentinproben unter permanenter Wasserkühlung mit 50ml/min (Tagami et al., 1991). Die Probengröße wurde durch die Vorgabe festgelegt, dass jedes Wurzel Drittel (koronal, mittig, apikal) untersucht werden sollte. Bereits 1996 konnten durch Yoshiyama et al. (1996) regionale Haftunterschiede am Wurzel dentin aufgezeigt werden. Die Einbettung der Dentinproben in den Epoxidharz Technovit 4071 hat nachweislich keinen Einfluss auf die Zugkräfte (Takemori et al., 1993) und diente lediglich der Herstellung eines standardisierten Dentinprüfkörpers und der Möglichkeit der Platzierung in die Versuchsanordnung. Ebenso sicherte der abschließende Planschliff der Proben die gleiche Oberflächenbeschaffenheit aller Proben und nahm keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkräfte (McInnes et al., 1990). Aufgrund von Empfehlungen in der Literatur (Takemori et al., 1993; Moll et al., 2002; Gregoire et al., 2005), dass die Probendicke die Haftkraft essentiell beeinflusst und Zugversuche somit nur mit einer Probendicke von mindestens 3 mm durchgeführt werden sollten, wurden die hergestellten Dentinproben alle auf eine Höhe von mindestens 3,5mm \pm 0,5 mm getrimmt. Die angewendete feine Körnung der Diamantschleifer als auch der Trennscheibe verfolgte das Ziel, eine möglichst geringe Schmierschicht zu produzieren. Es ist nachgewiesen, dass die Haftfestigkeit von der Art der erzeugten Schmierschicht beeinflusst wird (Koibuchi et al., 2001; Serafino et al., 2004). Daraus resultiert, dass eine grobe Körnung einen breiten „Smear layer“ entstehen lässt und eine feinkörnige Bearbeitung eben diesen reduziert und zu höheren Haftfestigkeiten führt (Ogata et al., 2002; Boer, 2006). Da es sich bei den verwendeten Befestigungskompositen um selbstkonditionierende bzw. selbstadhäsive Systeme handelt, erfolgt die Entfernung der Schmierschicht und die Demineralisation des Dentins durch die in den Präparaten enthaltene milde Säure. Das hat den Vorteil, dass die Gefahr des Überätzens wie bei der selektiven Phosphorsäureätzung nicht mehr gegeben ist. Kritiker dieser Systeme bemängelten in der Vergangenheit, dass das Ätzmuster deutlich geringer ausgeprägt ist bzw. die unvollständige Entfernung der Schmierschicht (Inoue et al., 2001; Koibuchi et al., 2001). Jedoch bestätigen aktuellere Untersuchungen, dass die vereinfachten, selbstätzenden Befestigungssysteme vielversprechende Alternativen zu den konventionellen Systemen darstellen und ihre Ätzeigenschaften so effektiv wie eine Phosphorsäureätzung sind (Sterzenbach et al., 2012b; Takimoto et al., 2012; Bitter et al., 2013, Joseph et al., 2013). In der vorliegenden Untersuchung wurde zunächst ein neues selbstadhäsives Befestigungskomposit (Bifix SE) mit einem etablierten Befestigungssystem Bifix QM und Futurabond DC verglichen. Die Anwendung der Materialien erfolgte, wie in der Literatur

gefordert, unter exakter Einhaltung der jeweiligen Herstellerangaben, um optimale Ergebnisse zu erzielen (Gleixner et al., 2006). Der Hersteller gab für Futurabond DC eine Einarbeitungszeit von 20 Sekunden sowie eine anschließende Lichtpolymerisationszeit von 10 Sekunden vor. Bei der Verwendung saurer, selbstätzender Adhäsive mit einem nicht kompatiblen Kompositsystem kann es zu einer Inaktivierung der erforderlichen Initiatoren kommen (Suh et al., 2003; Tay et al., 2003). Futurabond DC enthält einen säureresistenten Co-Katalysator, der an der Grenzfläche zum selbsthärtenden Komposit die Aufgabe des Co-Katalysators des Komposits übernehmen kann. Folglich ist Futurabond DC als Adhäsiv für alle Komposite geeignet, egal ob licht-, selbst- oder dualhärtend. Im nächsten Arbeitsschritt wurde das vom Fabrikant empfohlene und kompatible Befestigungskomposit Bifix QM appliziert und polymerisiert. Der zu testende Befestigungszement Bifix SE benötigte keinerlei Vorbehandlung der Dentinoberfläche. Die Gefahr des Einmischens von Luftblasen in das Material und die damit einhergehende Minderung der Qualität der Befestigungskomposite sowie des Haftverbundes, konnte durch die mitgelieferten Mischkanülen ausgeschlossen werden (Sanares et al., 2001). Aufgrund der Literaturempfehlung, dass bei einer Leistung der Polymerisationslampe von 600 bis 900 mW/mm² keine Unterschiede in der Härtung des Komposits resultierten, wurde für die Versuche eine Lampe mit einer konstanten Leistung von 650 mW/mm² ausgewählt (Yamamoto et al., 2007).

Der Einfluss der Spüllösung auf den adhäsiven Verbund wird in der Fachliteratur kontrovers diskutiert. Bis heute liegen jedoch nur unzureichende Daten bezüglich des Einflusses von Spüllösungen auf die Haftung der selbstätzenden bzw. selbstadhäsiven Befestigungssysteme vor. Aus diesem Grund wurde ein Teil der Proben mit unterschiedlichen Spüllösungen vorbehandelt. Für diese Untersuchung wurden die Dentinproben jeweils 5 x 2 min in Natriumhypochlorit (1%), Chlorhexidindigluconat (0,2%), EDTA (17%) gelagert. Bei der alternierenden, kombinierten Spülung von NaOCl und CHX fand eine Zwischenspülung mit isotonischer Kochsalzlösung zur Neutralisation statt, um eine Ausfällung des Zerfallsproduktes Parachloroanilin (PCA) zu verhindern (Basrani et al., 2010). Hier verblieben die Proben jeweils 5 min in dem jeweiligen Agens. In einigen publizierten Untersuchungen wurden die Haftkräfte erst nach entsprechender Beanspruchung des Verbundes gemessen. Da bereits bei der Polymerisationsschrumpfung erhebliche Kräfte auf den Haftverbund einwirken (Bouillaguet et al., 2003), sollten die Befestigungskomposite in dieser Studie auf ihre Soforthaftung getestet werden. Mit dem Ziel einheitliche, reproduzierbare und konstante Ergebnisse zu erreichen, erfolgten die Haftkraftuntersuchungen 15 min nach Polymerisation und ausschließlich von einer Prüfperson. Literaturquellen belegen, dass kein Unterschied in den Zugkräften bei sofortiger und nach 24-stündiger Durchführung

feststellbar ist (Sadek et al., 2008). Durch die festgelegte Abzugsgeschwindigkeit von 1mm/min können unkontrollierte Frakturen durch Überbelastung vermieden werden (Sung et al., 2002; Ozer et al. 2005). Der angewendete axiale Zugversuch stellt ein probates und sensibles Prüfverfahren zur Bestimmung der adhäsiven Eigenschaften von Klebeverbundsystemen dar (Marx et al., 1992). Der einfache Versuchsaufbau gestattet einen Vergleich der Befestigungssysteme untereinander (Finger, 2000). Zudem führt diese Methode der Haftkraftbestimmung zu einer einheitlicheren Belastungssteuerung entlang der Verbundschicht (Pashley et al., 1999). Bei einer anderen Untersuchung zeigte sich allerdings, dass die Mikrozugfestigkeitsversuche (μ TBS) am Wurzelkanaldentin hohe Ausfallraten aufwiesen (Goracci et al., 2004). Das kann für diese Studie nicht bestätigt werden.

Da die vorliegende In-vitro-Untersuchung gegenüber der In-vivo-Situation stark vereinfacht wurde, können die Versuchsergebnisse nur eingeschränkt auf die tatsächlichen Verhältnisse in der Mundhöhle bzw. im Wurzelkanal übertragen werden. Weiterhin wirken auf das Zahnsystem nicht nur axiale Zugkräfte, sondern auch horizontale, vertikale und extraaxiale Kräfte ein.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

In allen Versuchsgruppen konnten Haftkräfte am Dentin gemessen und damit eine erfolgreiche Dentinhaftung nachgewiesen werden.

5.3.1 Einfluss des Befestigungssystems

In der Fachliteratur existieren unterschiedliche Meinungen, ob konventionell oder adhäsiv befestigt werden soll (Schwartz und Robbins, 2004). Fakt ist, dass bei Stiftaufbauten die Tendenz immer mehr in Richtung Glasfaserstifte aufgrund ihrer guten Biomechanik und Biokompatibilität geht, obwohl eine Vielzahl von Systemen auf dem Markt erhältlich sind (Bitter und Kielbassa 2007). Zusätzlich ermöglichen dualhärtende, selbstkonditionierende bzw. adhäsive Systeme eine zeitsparende und sichere Befestigung im Wurzelkanal.

Beide verwendeten Befestigungssysteme sind dualhärtend, unterscheiden sich aber durch ihre Verarbeitungsweise. Rein lighthärtende Komposite weisen schlechtere Haftwerte auf als dual oder rein chemisch härtende Systeme, daher wurden nur dualhärtende Befestigungssysteme verwendet (Ferrari et al., 2001; siehe Kapitel 1.6.2). Der adhäsive Verbund wird bei beiden angewendeten Befestigungskompositen durch eine dualhärtende Reaktion erreicht, die auch unabhängig von einer Lichtpolymerisation

erfolgt. Generell werden bei der Stiftzementierung dualhärtende Befestigungsmaterialien gefordert, um in allen Regionen eine Polymerisation zu erzielen. Da Autoren und Hersteller bei dualhärtenden Systemen eine zusätzliche Lichthärtung empfehlen, um die Polymerisationsrate zu steigern, wurde auch hier eine Lichtpolymerisation durchgeführt (Lee et al., 2008; Flury et al., 2011; Ilie et al., 2012).

Es sollte verglichen werden, wie sich die beiden Befestigungskomposite auf die Haftkraft auswirken. Generell konnten bei beiden Systemen gute Haftfestigkeitswerte ermittelt werden. Vergleicht man die Ergebnisse von Bifix QM mit anderen Studien, zeigt sich prinzipiell, dass die Haftwerte aus dieser Untersuchung höher liegen (Frankenberger, 2006; Abdalla et al., 2008; Özcan et al., 2012; Zalikowski et al., 2015). Ein direkter Vergleich ist aber aufgrund der unterschiedlichen Studiendesigns nicht möglich.

Entgegen der aufgestellten Arbeitshypothese zeigte der selbstadhäsive Zement Bifix SE im Vergleich zum konventionellen Befestigungssystem Bifix QM mit dem korrespondierenden Adhäsivsystem Futurabond DC generell höhere Zugfestigkeitswerte. Insgesamt war der Unterschied aber nicht signifikant. Die höchste Zugfestigkeit ohne Vorbehandlung der Dentinproben mit einer der ausgewählten Spüllösungen konnte für den selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE am koronalen Wurzelabschnitt mit 34,79 MPa ($\pm 5,39$ MPa) ermittelt werden.

In der Literatur existieren derzeit nur wenige Untersuchungen bezüglich der Haftwerte am Dentin von Bifix SE. Eine Erklärung hierfür kann sein, dass dieses Befestigungskomposit erst seit wenigen Jahren auf dem Markt erhältlich ist. Zum anderen existieren in der internationalen Literatur generell wenige Publikationen über das Haftfestigkeitsverhalten von selbstadhäsiven Befestigungskompositen am Wurzelkanaldentin (Lührs et al., 2010). Das erste selbstadhäsive Universalbefestigungsmaterial Relyx Unicem (3M ESPE Seefeld, D) auf dem Markt ist gleichzeitig auch das meist untersuchte. De Munck et al. verglichen in einer Studie Relyx Unicem mit einem konventionellen Befestigungskomposit Panavia-F (Kuraray, Japan). Die ermittelten Haftfestigkeitswerte mit 17,5 MPa ($\pm 5,9$ MPa) (Panavia-F) und 15,9 MPa ($\pm 3,9$ MPa) unterschieden sich ebenso nicht signifikant. Anschließend wurde mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops nachgewiesen, dass das selbstadhäsive Befestigungskomposit nur oberflächlich mit dem Dentin interagiert (De Munck et al., 2004). Auch in weiteren Untersuchungen zeigte sich in der dünneren Hybridschicht keine Ausbildung von „resin tags“ (Kunststoffzapfen), sondern eine irregulär geformte Interaktionszone. Demzufolge wurde die Haftung größtenteils chemisch und nur durch minimale mikromechanische Retention generiert (Monticelli et al., 2008a; Bagis et al., 2011; Bitter et al., 2011; De Angelis et al., 2011; Zicari et al., 2012). Selbstadhäsive Befestigungskomposite verfügen

trotz ihres anfänglichen niedrigen pH-Wertes in den ersten Minuten nicht über die Fähigkeit, die Schmierschicht vollständig zu demineralisieren bzw. aufzulösen (Monticelli et al., 2008a; Takimoto et al., 2012), wobei aber das Ätzipotential abhängig von der Art des funktionellen Säuremonomers des jeweiligen Befestigungskomposits ist (Takimoto et al., 2012).

Bifix SE erzielte in der aktuellen Untersuchung z.B. im Vergleich zu den publizierten Haftwerten von Relyx Unicem höhere Haftfestigkeitswerte am Dentin (De Munck et al., 2004; Frankenberger et al., 2008; Tonial et al., 2010). Die Resultate einer Studie von Barcellos et al., in der die Haftwerte am Dentin von Bifix SE und Relyx Unicem in einem Mikrotensile-Testverfahren ermittelt wurden, unterstützen diese Ergebnisse. Bifix SE zeigte auch hier in jeder Untersuchungsreihe höhere Zugfestigkeitswerte (Barcellos et al., 2011). Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Studiendesigns erzielte das selbstadhäsive Befestigungskomposit Bifix SE auch in weiteren Publikationen gegenüber anderen auf dem Markt erhältlichen selbstadhäsiven Befestigungszementen mit die höchsten und zuverlässigsten Haftwerte (Ebert et al., 2011; Marchesi et al., 2013). Unterstützung finden die Ergebnisse in weiteren Publikationen, die verdeutlichen, dass selbstadhäsive Befestigungsmaterialien im Wurzelkanal höhere Haftwerte als selbststützende Systeme aufweisen (Radovic et al., 2008; Bitter et al., 2009; Sterzenbach et al., 2012b). Die geringere Schrumpfung bei der Polymerisation der selbstadhäsiven Befestigungskomposite im Wurzelkanal wird unter anderem für diesen Aspekt verantwortlich gemacht (Sarkis-Onofre et al., 2014).

Eine Erklärung für die signifikante Abnahme der Haftwerte auf durchschnittlich 25,36 MPa ($\pm 1,93$ MPa) bei dem konventionellen Befestigungskomposit Bifix QM in der apikalen Schnittebene könnte das auch bei selbstkonditionieren Systemen auftretende Phänomen des „Nanoleakage“ sein (Li et al., 2002). Eine Ursache ist die Behinderung der Polymerisation durch nicht vollständig entferntes Wasser des Lösungsmittels (Tay et al., 2002 a, b). Es resultieren hydrolytische Degradationsprozesse in der Hybridschicht, wodurch die Haftfestigkeit herabgesetzt werden kann und welche mit der Zeit zunehmen können (Frankenberger, 2002). Ein weiteres Argument für die Reduktion der Haftwerte ist möglicherweise die kollagenolytische Aktivität von endogenen Matrixmetalloproteinasen (MMPs), welche in der Dentinmatrix enthalten sind (Breschi et al., 2010; Mazzoni et al., 2013). Latente MMPs werden aktiviert, wenn milde selbststützende Adhäsive zur Demineralisierung des intraradikulären Dentins benutzt werden. Wahrscheinlich tragen selbststützende Adhäsive zum Aktivierungsprozess durch die Spaltung der MMP-Kollagenbindung während der Demineralisierungsphase bei und die Enzyme werden mit in die Hybridschicht eingeschlossen. MMPs gehören zu den Hydrolasen, die Wasser benötigen, um Peptidverbindungen in den Kollagenmolekülen

zu hydrolysieren. Bei der Anwendung vereinfachter selbstätzender All-in-one-Adhäsive (Futurabond DC), welche höchst anfällig für eine Wasseraufnahme sind, könnte Wasser diese Hybridschicht durchdringen und zu einer verstärkten Kollagenolyse führen, was sich negativ auf den adhäsiven Haftverbund auswirken kann (Mazzoni et. al., 2013).

Des Weiteren gibt der Hersteller für Futurabond DC nur eine Einwirkzeit von 20 Sekunden an und bleibt damit unter der Forderung von Haller und Blunck (2003), die bei All-in-one-Adhäsiven eine Einwirkzeit von etwa 30 Sekunden propagieren.

Eine zu kurze Applikation (einreiben, einbürsten, bewegen) kann dazu führen, dass das Präparat nicht genügend in die Kollagenfasern eindringt, dass das Lösungsmittel nicht ausreichend verdunstet und eine unvollständige Hybridisierung resultiert.

Dieser Sachverhalt könnte eine weitere Erklärung für die niedrigeren Haftwerte sein.

Ebenso können verschiedene Faktoren wie z. B. der Zahntyp, die Art, die Bindungsstärke zu prüfen (Scherung oder Zug), die Art des Dentinhaftvermittlers, das Befestigungskomposit sowie das Prüfverfahren im Ganzen die In-vitro-Klebkraft auf Dentinoberflächen beeinflussen (Joseph et al., 2013).

Aus den Ergebnissen der durchgeführten Untersuchung lässt sich schlussfolgern, dass das Befestigungssystem einen signifikanten Einfluss auf die Dentinhafffestigkeit nimmt. Auch andere Studien stellten eine Abhängigkeit der Haftfestigkeit vom Material heraus. (Sahafi et al. 2003; Bitter et al. 2006; Wrbas et al. 2007; Ebert et al., 2011; Özcan et al., 2012).

5.3.2 Einfluss der Wurzelkanaltiefe

Im zervikalen Drittel der Wurzel ist die Anzahl und der Durchmesser der Dentintubuli am höchsten (Camargo et al., 2007), während nach apikal eine signifikante Verringerung der Dentintubulidichte zu beobachten ist (Ferrari und Mannocci, 2000).

Da die Struktur des Dentins auf die Verbundfestigkeit von Kompositsystemen einen entscheidenden Anteil beiträgt (Camargo et. al., 2007), wurde ein Unterschied der Haftfestigkeiten in Abhängigkeit der Wurzelkanaltiefe angenommen. Hinzu kommt, dass im pulpanahen Dentin aufgrund der größeren Durchmesser der Dentintubuli und ihrer größeren Anzahl pro Fläche weniger Dentinfläche im Vergleich zum pulpafernen Dentin für die Haftung zur Verfügung steht. Außerdem zeigt pulpanahes Dentin zusätzlich eine höhere Permeabilität als pulpafernes Dentin (Sekimoto et al., 1999). Deskriptive Studien unterstützten die aktuelle Arbeitshypothese, dass aufgrund der morphologischen Unterschiede und der damit einhergehenden geringeren Anzahl von Dentintubuli, die Dentinhaftung im apikalen Bereich der Wurzel erschweren (Mjör et al., 2001; Bouillaguet et al., 2003; Wang et al., 2008). Wiederum konnten andere Studien keinen signifikanten

Zusammenhang von der Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals und den Haftwerten herstellen (Goracci et al. 2004; Foxton et al., 2005; Zicari et al., 2008).

Um die alleinige Einflussnahme der Lokalisation im Wurzelkanal auf die Zugfestigkeit ermitteln zu können, wurden für diesen Teil der In-vitro-Untersuchung die koronalen, mittleren und apikalen Dentinproben ohne Vorbehandlung mit einer der Spüllösungen untersucht. Aus den Ergebnissen kann geschlussfolgert werden, dass die Befestigungstiefe innerhalb des Wurzelkanals insgesamt keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeit nimmt. Mit diesem Resultat schließt sich diese Studie hinsichtlich der Haftkraft den Aussagen früherer Forschungsreihen grundsätzlich an (Goracci et al., 2004; Foxton et al., 2005; Zicari et al., 2008). Nur in der apikalen Region wurde ein signifikanter Unterschied mit durchschnittlich 25,36 MPa (\pm 1,93 MPa) für das Befestigungssystem Bifix QM deutlich. Generell erzielten beide Befestigungskomposite am koronalen Wurzelkandentin mit Mittelwerten von 34,79 MPa (\pm 5,39MPa) für Bifix SE und 32,69 MPa (\pm 6,31MPa) für Bifix QM in dieser Untersuchungsreihe ihre höchsten Zugfestigkeiten. Die Haftfestigkeiten zeigen zwar eine absteigende Tendenz vom koronalen zum apikalen Wurzelabschnitt, diese waren aber ausschließlich für das Befestigungskomposit Bifix QM im apikalen Segment signifikant. Hierfür sind mögliche Erklärungen in der Literatur zu finden. Die Dicke der Hybridschicht, welche eng mit der Tubulidichte zu korrelieren scheint und daher im koronalen Dentinsegment ausgeprägter als im apikalen Dentinabschnitt ist, könnte einer der Gründe sein, dass die Haftwterergebnisse tendenziell von koronal nach apikal abnehmen (Ferrari et al., 2002). Hingegen ist bei selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien wie Bifix SE mehr die chemische Interaktion zum Hydroxylapatit entscheidend für den Haftverbund, da sie im Vergleich zu selbstätzenden Befestigungssystemen wie Bifix QM eine dünnere Hybridschicht sowie eine geringere Tubulipenetration aufzeigen (Bitter et al., 2011). Vermutlich ist dieser Sachverhalt eine Begründung, weshalb Bifix SE in der apikalen Schnittenebene dem etablierten System Bifix QM überlegen war. Zusätzlich könnte die intrinsische Permeabilität des Wassers im Wurzelkanaldentin den Haftverbund des hydrophilen Befestigungssystems Bifix QM durch die Hydrolyse der kovalenten Esterbindungen des Polymers (Breschi et al., 2008) initial beeinflusst haben. Die hydrolytische Degradation initiiert nicht nur den Verlust bzw. Abbau der Kollagenfibrillen und der adhäsiven Bestandteile, sondern trägt auch zum vorzeitigen Haftkraftverlust bei (Tjäderhane et al., 2013). Im Vergleich ist Bifix SE, bedingt durch seine zwei unterschiedlichen Abbindereaktionen, hydrophober und somit unempfindlicher (Ferracane et al., 2011; Moszner et al., 2012, Frankenberger et al., 2014). Eine weitere Ursache könnte im Phänomen C-Faktor, welcher besonders im Wurzelkanal auftritt, zu finden sein. Am koronalen Dentin kann das Befestigungs-

komposit während des Polymerisationsvorganges von der freien Oberfläche nachfließen. Spannungen innerhalb des Materials werden reduziert und Abrisse vermieden. Ein hoher Anteil gebundener Oberflächen und damit ein großer C-Faktor erhöht die Gefahr des Adhäsionsverlustes durch Schrumpfkraften (Nikolaenko et al., 2004; Sarkis-Onofre et al., 2014). Im Wurzelkanal existieren eine negative Korrelation zwischen dem C-Faktor und der Filmdicke des Befestigungssystems. Der C-Faktor steigt stark an, da bei abnehmender Schichtstärke die Menge an fließfähigem Material geringer wird (Bouillaguet et al., 2003; Tay et al., 2005). Daher ist die Anwendung adhäsiver Techniken im intraradikulären Dentin im Vergleich zu intrakoronalen Restaurationen bei vergleichbaren Filmdicken des Befestigungskomposits als ungünstiger zu bewerten (Tay et al., 2005). Allerdings konnten Haftwerte ermittelt werden, die nur geringfügig unter denen zum koronalen Dentin lagen (Mannocci et al., 2001). Da der Sachverhalt der signifikanten Haftwertreduktion nur im apikalen Drittel bei dem etablierten Befestigungskomposit Bifix QM auftritt, liegt es nahe, dass die Ursache eher in den Eigenschaften des Befestigungssystems selbst zu finden ist (vgl. Kapitel 5.3.1).

Weitere Probleme bei der Anwendung von Dentinadhäsiven und Befestigungskompositen in der Praxis sind zum einen die mangelnde Überprüfbarkeit der Applikation der Materialien sowie die Trockenheit in der Wurzelkanaltiefe als auch verbleibende Sealer- und Guttapercharesten (Mjör et al., 2001; Serafino et al., 2004; Wattanawongpitak et al., 2009). Aufgrund des verwendeten Versuchsaufbaus, der Versuchsdurchführung sowie durch die Herstellung der Dentinprobenschnitte konnten diese Parameter in dieser Arbeit weitestgehend ausgeschlossen werden. Es ist festzuhalten, dass die angenommene Arbeitshypothese bezüglich der Zugfestigkeitsunterschiede im Wurzelkanal nur für das etablierte, selbststützende Befestigungskomposit Bifix QM im apikalen Drittel eingetreten ist. Anlehnend an andere Veröffentlichungen kann dennoch geschlossen werden, dass die Wurzelkanaltiefe allein keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte nimmt (Goracci et al., 2004; Foxton et al., 2005; Zicari et al., 2008). Ebenso ließ eine Bruchflächenanalysestudie von Kampe keine allgemeine Tendenz zu einer schwächeren Dentinhaftung im apikalen Wurzelsegment erkennen. Für die variierenden Abzugswerte in seiner Untersuchung fand er eine Erklärung in der Techniksensitivität bei der Anwendung adhäsiver Befestigungssysteme (Kampe, 2005).

5.3.3 Einfluss der Spüllösung

Zur Bakterienreduktion und zur Entfernung der entstandenen Schmierschicht werden heute in der modernen Endodontie hauptsächlich Natriumhypochlorit, Chlorhexidindigluconat und EDTA während der chemo-mechanischen Aufbereitung eingesetzt. Daher wurden in dieser Arbeit diese Wurzelkanalspüllösungen angewendet und deren Einflussnahme

auf die adhäsive Verbundfestigkeit untersucht. Da aus dem ersten Teil dieser Studie (Untersuchungsreihen 1-6) geschlussfolgert werden konnte, dass die Lokalisation des Wurzelkanal Dentins keinen Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte nimmt, wurden für die Untersuchungsreihen 7-14 ausschließlich koronale Dentinproben verwendet. Somit war es möglich, den alleinigen Einfluss der Spüllösungen auf die Befestigungssysteme zu untersuchen und mit den vorher ermittelten Zugfestigkeitswerten am koronalen Dentin zu vergleichen.

Natriumhypochlorit ist vor allem bei der Aufbereitung das Mittel der Wahl, da es die meisten Anforderungen an eine endodontische Spüllösung abdeckt (vgl. Kapitel 1.2.1). Da Natriumhypochlorit ab einer 3%igen Konzentration laut Literaturangaben einen negativen Einfluss auf die Dentineigenschaften nimmt, wurde in dieser Untersuchung eine 1%ige Konzentration verwendet (Marending et al., 2007). Es sollte eine Rissbildung und die damit einhergehende Abnahme von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul durch Auflösen der organischen Dentinmatrix vermieden werden (Marending et al., 2007). Unter anderem ist NaOCl bereits in einer 1%igen Konzentration in der Lage durch seine oxidierenden und hydrolysierenden Eigenschaften, vitales und nekrotisches Gewebe aufzulösen (Zehnder et al., 2003; Hülsmann, 2006). In der Literatur postulieren Autoren, dass Desinfektionsmaßnahmen mit NaOCl zu einem erheblichen Rückgang der Dentinhaftwerte bei Adhäsivsystemen führen (Cunha et al., 2010; Prasansuttiporn et al., 2011). Vermutungen, dass NaOCl die Ausbildung einer Hybridschicht und der Kunststoffzapfen behindert, konnten durch eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung von Mannocci et al. bestätigt werden (Mannocci et al., 1999b). Die Verschlechterung des adhäsiven Verbundes durch die Anwendung von NaOCl ist auch auf das Wurzelkanal Dentin übertragbar (Ari et al., 2003; Erdemir et al., 2004; Vongphan et al., 2005).

Nach der Verwendung von Natriumhypochlorit resultierten in der Versuchsgruppe 8 (Bifix QM mit NaOCl) im Mittel etwas höhere Haftwerte mit 34,07 MPa ($\pm 4,82$ MPa) im Vergleich zur Versuchsgruppe 1 (Bifix QM koronal). Diese Erhöhung der Zugfestigkeit war jedoch nicht signifikant. Zu einer signifikanten Reduktion der Zugfestigkeitswerte führte dagegen der Einsatz von NaOCl in der Anwendung mit Bifix SE. Demnach trifft die angenommene Arbeitshypothese nur für das selbstadhäsive Befestigungssystem zu. Eine Erklärung für diese Minderung könnte in dem möglichen Verbleiben von Resten der Spülung auf der Dentinoberfläche bzw. in den Dentintubuli sein. Da NaOCl über einen pH-Wert >11 verfügt, ist es in der Lage, saure Monomere zu neutralisieren, wodurch die demineralisierenden Eigenschaften des self-etch-Systems gehemmt werden (Guida, 2006). Es ist wahrscheinlich, dass das Natriumhypochlorit die Ausbildung der

Hybridschicht bei der Anwendung von selbstadhäsiven Befestigungskompositen im Wurzelkanal negativ beeinflusst (Frankenberger et al., 2000; Erdemir et al., 2004). Ferner zerfällt das Agens in Natriumchlorid und Sauerstoff und führt zu einer Anreicherung von Sauerstoff an der Dentinwand, wodurch wiederum die Inhibition der Polymerisationsreaktion verstärkt wird (Schwartz, 2006). Weitere Studien der Arbeitsgruppe von Khoroushi et al. (2014) und Bärenz et al. (2013) unterstützen die vorliegenden Untersuchungsergebnisse. Trotz unterschiedlichen Studiendesigns resultierten auch hier unter dem Einfluss von NaOCl auf für Bifix SE signifikant niedrigere Haftwerte. Auch in anderen Publikationen nahm die Verbundfestigkeit unter dem Einfluss der Agens signifikant ab (Weston et al., 2007; da Cunha et al., 2010; Prasansuttiporn et al., 2011). Grundsätzlich schlussfolgerten diese aus ihren Untersuchungen, dass die Reste und Nebenprodukte von NaOCl wahrscheinlich eine nachteilige Wirkung auf die Polymerisation des selbstadhäsiven Befestigungssystems haben.

Chlorhexidindigluconat (CHX) erfasst als Spüllösung ein weiteres Keimspektrum als NaOCl, was vor allem *Enterococcus faecalis* einschließt. Die ausgeprägte Substantivität von CHX bewirkt, dass die antiseptische Wirkung die Spülzeit überdauert und weiterhin als Reservoir für eine langsame Abgabe zur Verfügung steht (Carrilho, 2010; Liu et al., 2011). Um bei der Anwendung von CHX ein optimales Ergebnis zu erzielen, wird eine 0,2%ige Lösung, wie auch in dieser Arbeit verwendet, empfohlen (Goltz, 2009). Die Literaturangaben bezüglich der Einflussnahme auf die Haftkraft am Wurzelkanaldentin sind kontrovers. Einige Autoren stellten nach dem Einsatz von CHX entweder eine Verbesserung der Haftung (Erdemir et al., 2004; Zorzin, 2011), keine Veränderung (De Munck et al., 2010; Stanislawczuk et al., 2011; Zorzin 2011) oder gar schlechtere Haftwerte am Dentin fest (Hiraishi et al., 2009; Farina et al., 2011).

CHX zeigte in dieser Arbeit ebenso eine unterschiedliche Wirkung auf beide untersuchten Befestigungssysteme. Die Behandlung der Dentinproben mit CHX reduzierte die Haftkraft beim selbstadhäsiven Befestigungskomposit Bifix SE (Versuchsgruppe 11) auf durchschnittlich 27,60 MPa ($\pm 3,66$ MPa) signifikant. Jedoch nahm das Agens keinerlei Einfluss auf die Zugfestigkeit bei der Anwendung von Futurabond DC mit Bifix QM (Versuchsgruppe 7).

Die Resultate einer In-vitro-Studie von Nishitani et al. (2013), welche den Einfluss unterschiedlicher CHX-Konzentrationen auf ein self-etch-Adhäsiv getestet hat, unterstützen die Ergebnisse der Versuchsgruppe 7. Auch hier konnten keine Haftfestigkeitsunterschiede bis zu einer 1%igen Konzentration festgestellt werden (Nishitani et al., 2013). Des Weiteren wird Chlorhexidindigluconat in der Literatur als ein

potenter MMP-Inhibitor beschrieben (Breschi et al., 2010; Lui et al., 2011). Bei der Anwendung von selbstätzenden Adhäsiven werden latente MMPs aktiviert, welche sich nachhaltig auf die Beständigkeit des adhäsiven Verbundes auswirken. Durch das Auftragen von CHX können diese deaktiviert werden, wenn auch nur unvollständig (Tay et al., 2006). Eine Arbeit an der Universität Erlangen-Nürnberg bestätigt, dass die Applikation einer 1%-igen CHX-Lösung einen erhaltenden Effekt auf das Dentinbonding hat. Dieser Effekt wird aber nur durch eine längere Einwirkdauer der CHX-Lösung erreicht, bei der zugleich so viel Feuchtigkeit in das demineralisierte Dentin gelangt, dass die initiale Mikrozugfestigkeit zuerst herabgesetzt wird. (Zorzin, 2011). Ein Zusammenhang der initialen Mikrozugfestigkeit und der Einwirkdauer der CHX-Lösung lässt sich auch hier vermuten. Durch die Einwirkdauer von jeweils 5 x 2 min konnte mehr Wasser, welches in dem Agens enthalten ist, in die Dentintubuli diffundieren. Demzufolge musste mehr Wasser durch das selbstadhäsive Befestigungssystem Bifix SE in der ablaufenden Säure-Base-Reaktion verdrängt werden. Es resultiert eine dünnere Hybridschicht, die mit einer Reduktion der Mikrozugfestigkeit einhergeht. Hinzu kommt, dass die auf Alkohol basierenden Adhäsivsysteme wie Futurabond DC, wie bereits Kanca et al. (1992) zeigen konnten, besser in das feuchte Dentin penetrieren. Dies wird bedingt dadurch, dass Alkohol die Verdunstung des Wassers im Dentin induziert. Durch die Erhöhung des Verdunstungsdrucks können die wirksamen Bestandteile des Adhäsivs tief in das Dentin gelangen (Kanca et al., 1992). Die Untersuchungsergebnisse einer aktuellen Publikation der Arbeitsgruppe Bärenz et al. (2013), die den Einfluss von CHX auf den Haftverbund des selbstadhäsiven Befestigungskomposits Bifix SE zum Kanalwanddentin in einem Pulloutverfahren untersucht hat, untermauern die vorliegenden reduzierten Haftwerte für Bifix SE. Auch hier minderte, trotz des variierenden Studiendesigns die Vorbehandlung mit der CHX-Lösung die Haftwerte signifikant (Bärenz et al., 2013). Eine andere gegenwärtige Publikation von Martinho et al. (2015), die unter anderem den Einfluss der Agenzien Natriumhypochlorit und CHX auf das Befestigungssystem Futurabond DC mit Bifix QM untersucht hat, unterstützt die vorliegenden Untersuchungsergebnisse teilweise. Bezüglich der Einflussnahme von NaOCl beobachteten sie hingegen eine signifikante Abnahme der Haftwerte. Jedoch wurde im Gegensatz zu dieser Untersuchung eine deutlich höhere Konzentration von 2,5% angewendet. Hingegen stimmen die Resultate mit CHX mit den ermittelten Ergebnissen überein (Martinho et. al, 2015).

Als effektive Spülmethode gegen den sehr resistenten Keim *E. faecalis* wie er z.B. bei endodontischen Misserfolgen vorkommt, gilt eine Kombination aus CHX und NaOCl (Stuart et al., 2006). Es ist weiter zu beachten, dass bei alternierenden, kombinierten

Spülungen von NaOCl und CHX ein rotbrauner Niederschlag ausfällt. CHX wird hydrolysiert und es entsteht ein aromatisches Amin. Dieses Präzipitat kann die Dentinkanäle verstopfen, sich in das Dentin einlagern und zu Dentinverfärbungen führen (Akisue et al., 2010). In vielen Publikationen wurde das Zerfallsprodukt als hochgiftiges Parachloranilin (PCA) identifiziert (Hülsmann, 2008; Basrani et al., 2010). Jedoch zeigt Thomas et al. (2010) in seiner In-vitro-Untersuchung, dass der rotbraune Niederschlag Chloramine enthält, jedoch kein PCA darstellt. Um diese schwer entfernbare braune Ausfällung von CHX-Kristallen zu vermeiden, erfolgte eine Zwischenspülung mit isotoner Kochsalzlösung.

Ähnlich wie bei der Einzelanwendung von NaOCl und CHX zeigte auch deren kombinierte Spülung einen signifikant negativen Einfluss auf die Haftwerte des selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE. Für das etablierte Befestigungssystem Futurabond DC und Bifix QM resultierten zwar im Vergleich niedrigere Haftwerte mit durchschnittlich 28,39 MPa ($\pm 3,41$ MPa), dennoch war die Abnahme nicht signifikant. Eine mögliche Erklärungen für den negativen Einfluss der kombinierten Spülung auf Bifix SE ist wahrscheinlich die hohe Substantivität von CHX aufgrund der elektrostatischen Haftung zum Dentin (Carrilho et al., 2010) und der damit verbleibende hohe CHX-Restanteil an der Dentinwand. Trotz der gründlichen Zwischenspülung mit der Kochsalzlösung, kann eine mögliche Interaktion zwischen NaOCl und CHX nicht vollständig ausgeschlossen werden (Krishnamurthy et al., 2010). In diesem Zusammenhang ist eine direkte Wechselwirkung zwischen dem adhäsiven Material und CHX denkbar (Hiraishi et al., 2009). Bestätigt durch eine Untersuchung von Krishnamurthy et al. (2010) ist anzunehmen, dass die Zwischenspülung mit Kochsalz die Ausbildung des Präzipitats nur reduziert hat (Krishnamurthy et al., 2010). Durch die unvollständige Entfernung des Zerfallsprodukts und die damit einhergehende partielle Verblockung der Dentinkanäle war es dem selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE vermutlich nicht möglich, ausreichend mit der Dentinoberfläche zu interagieren. Durch die nachfolgende, kombinierte Anwendung der NaOCl-Lösung resultierte neben den Veränderungen der Dentinhärte und Biegefestigkeit wahrscheinlich ein zusätzlich vermindertes Adhäsionsverhalten von Bifix SE (Marending et al., 2007). Die erhaltenen Untersuchungsergebnisse bestätigen, dass die strukturellen Veränderungen der Dentinoberfläche nach einer Wechselspülung zu einer Beeinflussung der Haftkraft adhäsiver Füllungsmaterialien führen können (Erickson 1992).

15-17%ige EDTA-Lösungen dienen als Abschlussspülung bei der chemo-mechanischen Wurzelkanalaufbereitung, um die Schmierschicht zu reduzieren und die Eingänge der Dentinkanäle freizulegen (Hülsmann, 2008). Der Einsatz der 17%igen EDTA-Lösung

beeinflusste die Haftwerte beider untersuchten Befestigungssysteme. Für das Befestigungskomposit Bifix QM resultierten die signifikant höchsten Zugfestigkeitswerte mit 42,57 MPa ($\pm 4,36$ MPa). Zugleich zeigte der selbstadhäsive Befestigungszement Bifix SE unter der Anwendung von EDTA seine höchsten Haftwerte mit 38,61 MPa ($\pm 7,00$ MPa) auf. Dieses Resultat übertrifft unsere angenommene Arbeitshypothese. Es ist bekannt, dass die Chelatorspülung neben der Entfernung der Schmierschicht gleichzeitig eine Demineralisation der Dentinoberfläche bis in eine Tiefe von 2 bis 4 μm (García-Godoy et al., 2005) bewirkt. Beim Einsatz einer 15% EDTA konnten sogar Demineralisationstiefen von 20 bis 30 μm ermittelt werden. Die Demineralisierungstiefe war aber auch bei längerer Anwendungsdauer auf maximal 50 μm begrenzt (Fehr et al., 1963). Es entsteht eine glatte Wurzelkanaloberfläche mit einer dünnen Schicht aus freigelegtem Kollagenetzwerk. Der nachgewiesene dekalzifizierende Effekt der Agens ist begrenzt, da das Molekül des Komplexbildners nur ein Ca^{2+} -Ion der Hydroxylapatitkristalle des Dentins binden kann (Scelza et al., 2003). Diese Reaktion endet, wenn alle Chelator-Moleküle mit Kalzium besetzt sind. Weiter zeigte sich, dass die effektivste Kontaktzeit zur Eröffnung der Dentintubuli mit EDTA bei drei Minuten liegt und eine Verlängerung des Zeitintervalls keinen Vorteil bringt (Scelza et al. 2004). Dagegen resultierten bei einer Untersuchung von Calt et al. (2002) bei einer zehnmütigen Anwendung der Agens, vor allem im koronalen und mittleren Wurzelkanaldentin starke Erosionen des Dentins (Calt et al. 2002). Eine Verlängerung der Kontaktzeit von EDTA wurde in der Publikation als Nachteil gewertet. In der vorliegenden Untersuchung erfolgte die Vorbehandlung jeweils 5 x 2 Minuten. Die Einwirkzeit nahm in dieser Studie keinen negativen Einfluss auf den Haftverbund beider Befestigungszemente. Die signifikante Verbesserung der Haftwerte besonders für das etablierte Befestigungssystem Bifix QM auf durchschnittlich 42,57 MPa ($\pm 4,36$ MPa) ist sicher auf den Aspekt zurückzuführen, dass EDTA in der Lage ist, die Schmierschicht, ähnlich einer Phosphorsäureätzung, zu entfernen. Gleichzeitig bleibt das kollagene Netzwerk nach der EDTA- Spülung aber besser erhalten als nach einer Spülung mit NaOCl (Osorio et al. 2005), was sich auch in den ermittelten Haftwerten manifestiert. Dadurch wurde die Penetration beider Befestigungssysteme durch die freigelegten Dentintubuli in die Kollagenfasern begünstigt (Marshall et al., 1997; García-Godoy et al., 2005). Unterstützt von Publikationen ist ferner davon auszugehen, dass der „Smear layer“ bei alleiniger Anwendung nicht vollständig entfernt wurde (O’Connell et al., 2000, Hülsmann 2008), da selbstadhäsive Befestigungskomposite die Schmierschicht benötigen, um diese zu modifizieren und auf diese Art den chemischen Haftverbund zu realisieren (Burgess et al. 2010; Blunck, 2011; Van Meerbeek et al., 2011). Die EDTA- Lösung beseitigt demnach nur die Schmierschicht des intertubulären Dentins, wobei die „Smear plugs“ in

den Tubuli erhalten bleiben (Haller et al., 1993). Eine aktuelle Untersuchung von Saker et al. (2015) bestätigt die Vermutungen bzw. Untersuchungsergebnisse, dass durch die Vorbehandlung mit der Agens die adhäsiven Befestigungskomposite besser in die Dentintubuli sowie das intertubuläre Dentin penetrieren können, diese so effizient abdichten und somit einen Beitrag zur gesteigerten Haftfestigkeit leisten können (Saker et al., 2015). Der Grund, weshalb der selbstadhäsive Befestigungszement Bifix SE trotz seiner gesteigerten Haftwerte auf durchschnittlich 38,61 MPa ($\pm 7,00$ MPa) nicht an die Zugfestigkeitswerte des etablierten Befestigungssystems in dieser Untersuchungsreihe anknüpfen konnte, ist vermutlich in der erfolgten Entkalkung des Dentins durch das EDTA-Molekül zu finden. Durch den Verlust der positiv geladenen Ca^{2+} -Ionen der Hydroxylapatitkristalle im freigelegten Kollagengeflecht fehlt dem milden, selbstätzenden, selbstadhäsiven Präparat ein wesentlicher Bindungspartner (Gerth et al., 2006) und die Monomere können das freigelegte Dentinkollagen eventuell nicht in dem Umfang penetrieren wie das System Futurabond DC mit Bifix QM (Blunck, 2011). In der bereits erwähnten Studie der Arbeitsgruppe Bärenz et al. (2013) wurde ebenso der Einfluss von einer 17% igen EDTA-Lösung auf Bifix SE untersucht. Deren erzielten Haftwerte verhalten sich gegenüber unseren Zugfestigkeitsergebnissen nur in dieser Untersuchungsreihe kontrovers. Dort nahm das Agens einen signifikant negativen Einfluss auf den Befestigungszement Bifix SE. Weitere zahlreiche veröffentlichte Publikationen, die einen negativen oder keinen Einfluss der EDTA- Spüllösung auf den Haftverbund propagieren, können unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Studiendesigns mit diesen Untersuchungsergebnissen nicht unterstützt werden (Wachlarowicz et al., 2007; De-Deus et al., 2008b; Hashem et al., 2009, Bärenz et al., 2013).

6 Schlussfolgerung

Da die adhäsive Verankerung im Wurzelkanal im Vergleich zur adhäsiven Befestigung von Restaurationsmaterialien am koronalen Dentin mit selbstadhäsiven, selbstkonditionierenden Befestigungszementen mit erhöhten Schwierigkeiten verbunden und gleichzeitig wenig in der Literatur publiziert ist, wurde diese In-vitro-Studie durchgeführt. In-vitro-Testungen verfolgen die Ziele, möglichst viele Eigenschaften der klinischen Situation zu betrachten, zu übernehmen sowie eventuelle Risiken bei der Anwendung abzuschätzen und zu begrenzen. Mit der Limitation einer In-vitro-Untersuchung können die Ergebnisse auf die Verhältnisse in vivo übertragen werden. Prinzipiell muss berücksichtigt werden, dass auch die vorliegende In-vitro-Studie nur einen tendenziellen Ansatz darlegt und die gewonnenen Fakten nur durch klinische Langzeitstudien erwiesen werden können. Da in dieser Untersuchung bei allen Zugversuchen eine gute Haftfestigkeit zwischen Befestigungskomposit und Wurzelkanaldentin nachgewiesen wurde, erscheint eine weiterführende Studie vielversprechend. Die im Vergleich hohen Zugfestigkeitswerte, als bisher publiziert, der vorliegenden Studie sind darauf zurückzuführen, dass in den verschiedenen Studiendesigns zum Teil erhebliche Unterschiede bestehen. Unterschiedliche Variablen wie das Studiendesign (Finger, 1988) und Behandler (Miyazaki et al., 2000) sind hierfür Beispiele. Je nach Einsatzbereich und Anforderung an das Material stehen für In-vitro-Testungen bestimmte Druck-, Zug- und Biegeprüfungen nach definierten DIN- oder ISO-Normen zur Verfügung und gestatten einen Vergleich der gewonnenen Ergebnisse (Finger 2000). Der in dieser Untersuchung gewählte axiale Mikro-Zugversuch, charakterisiert durch eine sehr kleine Dentinfläche, ermöglichte eine einheitlichere Belastungssteuerung entlang der Verbundschicht (Pashley et al., 1999), sowie eine Vermeidung unkontrollierter Frakturen durch Überbelastung (Sung et al., 2002; Ozer et al. 2005). Die Ergebnisse dieser Arbeit belegen entgegen der formulierten Erwartung, dass sich mit den getesteten selbstadhäsiven Befestigungskomposit Bifix SE vergleichbare, zum Teil sogar höhere Haftkräfte am Wurzelndentin erzielen lassen und stellt damit eine Alternative dar. Bezüglich der Forderung einer Vereinfachung der Anwendung und der geringeren Techniksensitivität ist dieser dem etablierten Befestigungssystem Bifix QM tendenziell überlegen. Ursachen für die Unterschiede in den Haftwerten der angewandten Befestigungszemente sind unter anderem in dem auftretenden Phänomen des „Nanoleakage“ (Li et al., 2002), die durch aktivierte MMPs verstärkte Kollagenolyse (Mazzoni et. al., 2013) sowie in einer unvollständigen Hybridisierung zu finden. Letztere kann beispielhaft aus der zwar vom Hersteller empfohlenen, aber unter der in Publikationen geforderten kurzen Einwirkzeit von Futurabond DC resultieren (Haller et

al., 2003). Demnach könnte in der klinischen Anwendung eine angehobene Einwirkzeit von etwa 30 Sekunden den Haftverbund des selbstätzenden Befestigungssystems Futurabond DC mit Bifix QM vermutlich steigern. Da die Lokalisation im Wurzelkanal ausschließlich den Haftverbund von Bifix QM in der apikalen Schnittebene signifikant beeinflusste und die weiter angenommene Arbeitshypothese nur in diesem Resultat unterstützt, kann ein direkter Zusammenhang von Haftwertunterschieden und der Wurzelkanaltiefe ausgeschlossen werden. Daher kann geschlussfolgert werden, dass die Wurzelkanaltiefe allein keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte nimmt, aber das Befestigungssystem den Haftverbund signifikant beeinflussen kann. Weiter zeigt diese Studie eine signifikante Abhängigkeit von den verwendeten Spülagenzien auf. Besonders deutlich wurde dies beim selbstadhäsiven Befestigungssystem Bifix SE. Die Anwendung der Spüllösung CHX, NaOCl sowie deren Wechselfspülung nahmen einen signifikant negativen Einfluss auf die Haftwerte des Befestigungszements. Bezüglich der Wechselfspülung sind weitere Untersuchungen beispielsweise in Form einer rasterelektronenmikroskopischen Studie wünschenswert, da zu den Auswirkungen der sich absetzenden Substanzen, z. B. auf den späteren Haftverbund, weitestgehend ungeklärt sind. Die Chelatorspülung EDTA führte dagegen zu einer hoch signifikanten Steigerung der gemessenen Haftwerte mit 42,57 MPa ($\pm 4,36$ MPa) in Kombination mit Bifix QM. Gleichartig zeigte der selbstadhäsive Befestigungszement Bifix SE unter der Anwendung von EDTA seine höchsten mittleren Haftwerte mit 38,61 MPa ($\pm 7,00$ MPa) auf. Daher sollte bei der Verwendung eines Befestigungskomposits zur postendodontischen Rekonstruktion mit einem Wurzelstift auf die Kompatibilität mit der zuvor angewendeten Spüllösung besonders geachtet werden. Weitere In-vitro- als auch In-vivo-Untersuchungen sind jedoch notwendig, um eine endgültige klinische Empfehlung bezüglich der Spülagenzien und das zur Anwendung kommenden Befestigungskomposits geben zu können, und um die zum Teil kontrovers publizierten Ergebnisse hinsichtlich des Einflusses von Befestigungsmaterial und der Lokalisation im Wurzelkanal auf die Haftung (Monticelli et al., 2008b) weiter ausräumen zu können. Der Einfluss des Verbundes zwischen Befestigungszement und Wurzelkanaldentin sowie zwischen Befestigungszement und Stift ist für die angestrebte funktionelle Einheit und damit für den Langzeiterfolg eines restaurierten Zahnes bzw. der definitiven Versorgung essentiell. Da in dieser In-vitro-Studie ausschließlich der Haftverbund zwischen unterschiedlichen Befestigungskompositen und dem Dentin untersucht worden ist, sind auch hier weiterführende In-vitro-Testungen bezüglich dem Haftverbund von Befestigungszement und verschiedenen Wurzelkanalstifttypen anzustreben.

7 Zusammenfassung

Im Wurzelkanal liegen weitaus ungünstigere Voraussetzungen für den adhäsiven Haftverbund als am koronalen, okklusalen Dentin vor. Zum einen sind die Sicht- und Arbeitsverhältnisse eingeschränkt und zum anderen beeinflussen Faktoren wie z.B. Lokalisation im Dentin, die Dentinstruktur und somit die Anzahl und Größe der Dentintubuli sowie das Angebot an peritubulärem Dentin die Dentinhaftung selbst (Mjör et al. 2001; Camargo et al. 2007). Zusätzlich können die bei einer endodontischen Behandlung zum Einsatz kommenden Spüllösungen (Scelza et al., 2003; Erdemir et al., 2004; da Silva et al., 2005) sowie das Befestigungsmaterial für das jeweilige Stiftsystem die Haftkraft am Dentin beeinflussen (Bitter et al. 2006; Wrbas et al. 2006; Ebert et al., 2011; Özcan et al., 2012). Dennoch befasst sich eine Vielzahl von durchgeführten Studien mit den neuartigen selbstadhäsiven Befestigungskompositen ausschließlich mit der Haftung am koronalen Dentin (Lührs et al., 2010).

Aus diesem Grund verfolgte die vorliegende In-vitro-Studie die Ziele, zum einen den Einfluss endodontischer Spüllösungen (CHX, NaOCl, EDTA) und zum anderen die Einflussnahme verschiedener Dentinbereiche auf die Mikrozugfestigkeit eines selbstkonditionierenden, selbstadhäsiven Zements (Bifix SE, Voco, Cuxhaven, D) und eines etablierten adhäsiven Befestigungssystem (Bifix QM, Futurabond DC, Voco, Cuxhaven, D) zu ermitteln und miteinander zu vergleichen. Dabei erfolgte eine Differenzierung zwischen koronalem, mittlerem und apikalem Wurzel Drittel. Des Weiteren wurde der Einfluss der bei der chemischen Wurzelkanalaufbereitung zur Anwendung kommenden Spüllösungen am koronalen Dentin untersucht.

Zu diesem Zweck wurden aus 75 humanen einwurzeligen Zähnen plane Dentinproben aus dem jeweiligen Wurzelsegment nach standardisierten Vorgaben hergestellt. Ein Teil der koronalen Dentinproben erhielt eine Vorbehandlung mit der jeweiligen zugeteilten Spüllösung. Die Proben wurden jeweils 5 x 2 Minuten in das zugeteilte Agens [CHX (0,2%), NaOCl (1%), EDTA (17%)] eingelegt. Bei der angewendeten alternierenden kombinierten Wechselspülung wurden die Proben jeweils 5 Minuten in Natriumhypochlorit (1%) und in CHX (0,2%) vorbehandelt. Die Verarbeitung der verwendeten Befestigungskomposite bzw. Befestigungssysteme erfolgten exakt nach Herstellerangaben. Insgesamt ergaben sich vierzehn Versuchsgruppen, denen jeweils fünfzehn Dentinproben randomisiert zugeordnet wurden. Im axialen Mikro-Zugversuch, welcher 15 min nach Polymerisation des Befestigungszementes mit einer Universalprüfmaschine vom Typ Z005 durchgeführt worden ist, konnte in allen Versuchsgruppen eine gute Haftkraft am Wurzel Dentin nachgewiesen werden. Die

höchste Zugfestigkeit ohne Einflussnahme der ausgewählten Wurzelkanalspüllösungen konnte für den selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE am koronalen Wurzelabschnitt mit 34,79 MPa ($\pm 5,39$ MPa) ermittelt werden. Im Vergleich der Wurzelabschnitte resultierte der signifikant niedrigste Wert mit 25,36 MPa ($\pm 1,93$ MPa) für Bifix QM in der apikalen Schnittebene. Allgemein lässt sich feststellen, dass ein direkter Zusammenhang von den vorliegenden Haftwerten und der Wurzelkanaltiefe nicht erkennbar ist. Hingegen nahm die Spüllösung einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Zugfestigkeitswerte. Besonders signifikant reduzierte die Anwendung der Spüllösung CHX, NaOCl sowie deren Wechsellösung die Zugfestigkeitswerte des selbstadhäsiven Befestigungskomposits Bifix SE. Dagegen zeigte die Vorbehandlung der Proben mit CHX und NaOCl sowie die Wechsellösung beim etablierten Befestigungskomposit Bifix QM keine signifikanten Auswirkungen.

Die Chelatorspülung EDTA führte zu einer hoch signifikanten Steigerung der gemessenen Haftwerte mit 42,57 MPa ($\pm 4,36$ MPa) in Kombination mit Bifix QM. Genauso zeigte der selbstadhäsive Befestigungszement Bifix SE unter der Anwendung von EDTA seine höchsten mittleren Haftwerte mit 38,61 MPa ($\pm 7,00$ MPa) auf.

Die untersuchten Befestigungskomposite unterscheiden sich in der Zusammensetzung und dem Verarbeitungsaufwand. Hinsichtlich der Forderung einer Vereinfachung der Anwendung im Wurzelkanal und der geringeren Techniksensitivität ist der selbstadhäsive Befestigungszement Bifix SE dem etablierten Befestigungssystem Bifix QM tendenziell überlegen. Wie aus der Untersuchung weiter deutlich wird, sollte bei der Verwendung eines Befestigungskomposits zur postendodontischen Rekonstruktion mit Wurzelstiften jedoch auf die Kompatibilität mit der zuvor angewendeten Spüllösung besonders geachtet werden. Um die angestrebte funktionelle Einheit zwischen Befestigungszement, Wurzelkanaldentin und Wurzelstift zu erreichen, sollte zwischen allen Komponenten ein optimaler Verbund entstehen. In diesem Zusammenhang sind weiterführende In-vitro- als auch In-vivo-Untersuchungen bezüglich dem Haftverbund von Befestigungszement und verschiedenen Wurzelkanalstifttypen anzustreben.

8 Literaturverzeichnis

Abdalla AI, Elsayed HY, Garcia-Godoy F (2008). Effect of hydrostatic pulpal water pressure on microtensile bond strength of self-etch adhesives on dentin. *Am J Dent* 21: 233-238

Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 9(3): 161-167

Akisue E, Tomita VS, Gavini G, Poli de Figueiredo JA (2010). Effect of the combination of sodium hypochlorite and chlorhexidine on dentinal permeability and scanning electron microscopy precipitate observation. *J Endod* 36(5): 847-50

Andersen M, Lund A, Andreasen JO, Andreasen FM (1992). In vitro solubility of human pulp tissue in calcium hydroxide and sodium hypochlorite. *Endod Dent Traumatol* 8: 104-108.

Ari H, Yaşar E, Belli S (2003). Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod* 29(4): 248-51

Athanassiadis B, Abbott PV, Walsh LJ (2007) The use of calcium hydroxide, antibiotics and biocides as antimicrobial medicaments in endodontics. *Aust Dent J* 52 (1 Suppl): 64-82.

Bagis B, Bagis YH, Hasanreisoglu U (2011). Bonding effectiveness of a self-adhesive resin-based luting cement to dentin after provisional cement contamination. *J Adhes Dent* 13: 543-550

Balevi B (1995) Making sense of dentin bonding agents. *Oral Health* 85(3): 29-30

Baratto-Filho F, de Carvalho JR Jr, Fariniuk LF, Sousa-Neto MD, Pecora JD, da Cruz-Filho AM (2004). Morphometric analysis of the effectiveness of different concentrations of sodium hypochlorite associated with rotary instrumentation for root canal cleaning. *Braz Dent J* 15: 36-40

Barcellos DC, Batista GR, Silva MA, Rangel PM, Torres CR, Fava M (2011). Evaluation of bond strength of self-adhesive cements to dentin with or without application of adhesive systems. *J Adhes Dent*.13(3): 261-5

Bärenz S, Roggendorf MJ, Braun A, Faber FJ, Roggendorf HC (2013). Einfluss endodontischer Spüllösungen auf den Haftverbund des selbstadhäsiven Befestigungskomposits Bifix SE zum Kanalwanddentin. Jahrestagung der DGZ und DGET; Poster 22

Barthel C (Update 2009). Die Wurzelkanalspülung, Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZ. *Dtsch Zahnärztl Zeitschr* 61

Basrani BR, Manek S, Mathers D, Fillery E, Sodhi RN (2010). Determination of 4-chloroaniline and its derivatives formed in the interaction of sodium hypochlorite and chlorhexidine by using gas chromatography. *J Endod* 36(2): 312-4

- Beer R, Baumann MA, Kielbassa AM (2004). Taschenatlas der Endodontie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
- Beer R, Baumann MA (Hrsg. 1994). Praktische Endodontie. München:Urban & Schwarzenberg, 12-16: 97-104
- Bitter K, Eirich W, Neumann K, Weiger R, Krastl G (2012a). Effect of cleaning method, luting agent and preparation procedure on the retention of fibre posts. *International Endodontic Journal* 45: 1116-26.
- Bitter K, Hambarayan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G (2013). Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal. *Eur J Oral Sci* 121: 349-54
- Bitter K, Kielbassa AM (2007). Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent*. 20(6): 353-60.
- Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM (2006). Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J* 39: 809-818
- Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM (2009). Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci* 117: 326-33
- Bitter K, Perdigao J, Exner M, Neumann K, Kielbassa AM, Sterzenbach G (2012b). Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Operative Dentistry* 37: 397-405
- Blunck U; Pohl M, Dieker, A (1990). Time of extraction and cavity position in in-vitro tests of dentin adhesives. *Dtsch Zahnarzt Z* 45: 639-42
- Blunck U (2011). Selbststandige Adhasivsysteme. *Wissen Kompakt* 5: 11–19
- Boer WM (2006). Interessante neue Indikationen fur selbstkonditionierende Adhasive aus der Sicht eines niedergelassenen Zahnarztes. *Quintessenz* 57: 507-510
- Bonsor S, Nichol R, Reid T, Pearson G (2006). An alternative regimen for root canal disinfection. *Br Dent J* 201: 101-105
- Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer JM (2002). Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*.112(10): 1006-11
- Bouillaguet S, Troesch S, Wataha J, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH(2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 19: 199-205
- Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 29: 257-262
- Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjaderhane L, Ruggeri A, Jr., Tay FR, de Stefano Dorigo E, Pashley DH (2010). Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dent Mater* 26: 320-5

- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24: 90-101
- Briseño Marroquín B, García Aranda RL, Willershausen-Zönnchen B (2012). Bedeutung der Spülung in der Endodontie.
- Burgess JO, Ghuman T, Cakir D (2010). Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 22: 412-419
- Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR (2001). Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 14: 58-64
- Calt S, Serper A (2002) Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod* 28: 17-19
- Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, de Oliveira SH, Carvalho CA, Valera MC (2007). Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod* 33: 422-6
- 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
- Carrilho MR, Carvalho RM, Sousa EN, Nicolau J, Breschi L, Mazzoni A, Tjäderhane L, Tay FR, Agee K, Pashley DH (2010). Substantivity of chlorhexidine to human dentin. *Dent Mater.*26(8): 779-85
- Clark-Holke D, Drake D, Walton R, Rivera E, Guthmiller JM (2003). Bacterial penetration through canals of endodontically treated teeth in the presence or absence of the smear layer. *J Dent* 31: 275–281
- da Cunha, LF Furuse AY, Mondelli RF, Mondelli J (2010). Compromised bond strength after root dentin deproteinization reversed with ascorbic acid. *J Endod* 36: 130–134
- Da Silva RS, de Almeida Antunes RP, Ferraz CC, Orsil A (2005): The effect of the use of 2% chlorhexidine gel in post-space preparation on carbon fiber post retention. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 99: 372-377
- Dammaschke T (1999). Natriumhypochlorit-eine Übersicht. *Endodontie* 7: 9-19
- De Angelis F Minnoni A, Vitalone LM, Carluccio F, Vadini M, Paolantonio M, D'Arcangelo C (2011). Bond strength evaluation of three self-adhesive luting systems used for cementing composite and porcelain. *Oper Dent.*36(6): 626-34
- De Munck J, Braem M, Wevers M, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K (2005a). Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomaterials* 26(10): 1145-1153
- De Munck J, Mine A, Van den Steen PE, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, Van Meerbeek B (2010). Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci.*118(5):494-501

- De Munck J, Van Meerbeek LK, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M (2005b). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84(2): 118-132
- De Munck J, Vargas M, Van Meerbeek LK, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek MB (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 20(10): 963-971
- De-Deus G, Paciornik S, Pinho Mauricio MH, Prioli R (2006). Real-time atomic force microscopy of root dentine during demineralization when subjected to chelating agents *Int Endod J* 9: 683-692
- De-Deus G, Namen F, Galan JJr, Zehnder M (2008b). Soft chelating irrigation protocol optimizes bonding quality of Resilon/Epiphany root fillings. *J Endod* 34: 703-705
- De-Deus G, Paciornik S, Mauricio MH, Prioli R (2008a). Real-time atomic force microscopy of root dentine during demineralization when subjected to chelating agents. *Int Endod J* 39: 683-692
- DGZMK und DGZ (2000). Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ). Wurzelkanalaufbereitung. *Dtsch Zahnärztl Z* 55: 719
- DGZMK, DGZ (2006). Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ). Die Wurzelkanalspülung
- Ebert J, Leyer A, Günther O, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R, Roggendorf MJ (2011). Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *J Endod.* 37(11): 1558-61
- Eichner K (1985). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Hüthig Verlag Heidelberg, D, 5. Auflage
- Endodontologie Europäische Gesellschaft für Qualitätsrichtlinien endodontischer Behandlungen (2006). *Endodontie* 15 (4): 387
- Erdemir A, Ari H, Güngüneş H, Belli S (2004). Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod.*30(2): 113-6
- Erickson RL (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent Suppl* 5: 81-94
- Farina AP, Cecchin D, Barbizam JVB, Carlini-Júnior B (2011). Influence of endodontic irrigants on bond strength of a self-etching adhesive. *Aust Endod J* 37: 26–30
- Fehr FR, von der Nygaard Östby B (1963). Effect of EDTA and sulfuric acid on root canal dentine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 16:199–205
- Ferguson JW, Hatton JF, Gillespie MJ (2002). Effectiveness of intracanal irrigants and medications against the yeast *Candida albicans*. *J Endod* 28: 68–71
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ (2011). Self-adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 38: 295-314

- Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C (2001). Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont.* 14(6): 543-9
- Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Greppi S (2002). Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent* 15: 227-231
- Ferrari M, Mannocci F (2000). A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J* 33: 397-400
- Finger W (2000). Bergiffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.* 7. Aufl. Stuttgart-New York: GeorgThieme Verlag, 385-397
- Finger WJ (1988). Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 9: 184-188
- Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A (2011). The effect of polymerization procedure on Vickers hardness of dual-curing resin cements. *Am J Dent* 24(4): 226-232
- Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH (2004). A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems *Int J Prosthodont* 17: 476-482
- Foxton RM, Nakajima M, Tagami J (2005). Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil*, 32: 97-104
- Frankenberger R (2002). Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 57:154-171
- Frankenberger R (2006). Untersuchung des Polymerisationsgrades. Universität Erlangen, VOCO GmbH, data on file .
- Frankenberger R (2008). Adhäsiv-Fibel. Spitta, Balingen: 20-115
- Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2014). DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik http://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/goz/DGZ_Gutachten.pdf
- Frankenberger R, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A (2000). Dentin bond strength and marginal adaption after NaOCl pretreatment. *Oper Dent* 25: 40-45
- Frankenberger R, Taschner M, Krämer N (2008). Push-out bond strength evaluation of a new fibre post system. IADR Toronto, Poster 1749
- Frankenberger R (2010). Update Adhäsivtechnik. *Wissen kompakt* 4(1): 3-12
- Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B (2010). Zahn- Mund- und Kieferheilkunde. Lehrbuchreihe zur Aus- und Weiterbildung. Thieme Verlag
- García-Godoy F, Loushine RJ, Itthagarun A, Weller RN, Murray PE, Feilzer AJ, Pashley DH, Tay FR (2005). Application of biologically-oriented dentin bonding principles to the use of endodontic irrigants. *Am J Dent* 18: 281–290

- Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites- a comparative study. *Dent Mater* 22(10): 934-941
- Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V (2004). Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 32: 629-634
- Gleixner H, Frankenberger R, Grützner AE, Boer WM (2006). Adhäsivtechnik in der direkten Füllungstherapie – Expertenzirkel um Dr. Pecanov- Schröder. *Dental Magazin* 2: 14-40
- Goltz S (2009). In vitro Wirksamkeit verschiedener Mundspüllösungen auf parodontopathogene Mikroorganismen der Mundhöhle. *Med Diss Jena*
- Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M (2008). Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 87: 1122-6
- Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M (2007). Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 35: 827-835
- Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and pushout out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 112: 353-361
- Gregoire G, Guignes P, Millas A (2005). Effect of self-etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. *J Prosth Dent* 1: 56-63
- Guida A (2006). Mechanism of action of sodium hypochlorite and its effects on dentin. *Minerva Stomatol* 55: 471–482
- Haller B, Blunck U (2003). Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 7: 48-64
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U (1993). Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 :191–197.
- Haller B, Klaiber B (1988). Mikromorphologie unfinierter und finierter Schmelz- und Dentinflächen nach unterschiedlicher Vorbehandlung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 98: 1078-1084
- Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Fouda MY (2009). The effect of different irrigating solutions on bond strength of two root canal-filling systems. *J Endod* 35: 537-540
- Heidemann D. *Endodontie* (Hrsg. 2005). Vierte Auflage München: Urban & Fischer, 116-120
- Hellwig E, Klimek J, Attin T (2003). *Einführung in die Zahnerhaltung*. 3 Aufl. Urban & Fischer, München
- Hellwig E, Klimek J, Attin T (2009). *Einführung in die Zahnerhaltung*. 5. überarb. u. erw. Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzteverlag, 3-14
- Heppeler J, Hülsmann M (2006) *Enterococcus faecalis* - ein Problemkeim. *Endodontie* 15: 137-144

- Hiraishi N, Yiu CKY, King NM, Tay FR (2009). Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements. *J Dent* 37: 440–448
- Hülsmann M (2008). Checklisten der Zahnmedizin, Endodontie Georg Thieme Verlag KG
- Hülsmann M (2004). Die Anwendung elektro-physikalischer-chemischer Methoden in der Endodontie. *ZWR*, 113(3): 85-96
- Hülsmann M (2006). Die Desinfektion des endodontischen Systems. *Endodontie* 15, 147-168
- Hülsmann M, Hahn W (2000). Complications during root canal irrigation-literature review and case reports. *Int Endod J* 33: 186–193
- Ilie N, Simon A (2012). Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig* 6(2): 505-12
- Inoue H, Inoue S, Uno S, Takahashi A, Koase K, Sano H (2001). Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent* 3:129-36
- Joseph P, Yadav C, Satheesh K, Rahna R (2013). Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth, seventh and eighth generation bonding agents: An in vitro study. *Int Res J Pharm* 4 (9): 143–7
- Kamble SS, Kandasamy B, Thillaigovindan R, Goyal NK, Talukdar P, Seal M (2015). In vitro Comparative Evaluation of Tensile Bond Strength of 6(th), 7(th) and 8(th) Generation Dentin Bonding Agents. *J Int Oral Health*.7(5): 41-3
- Kampe MT (2005). Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungszement. Dissertation Universität Freiburg
- Kanca J 3rd (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 123: 35-43
- Kanemura N, Sano H, Tagami J (1999). Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 27(7): 523-530
- Khoroushi M, Kachuei M (2014). Pull-out bond strength of a self-adhesive resin cement to NaOCl-treated root dentin: effect of antioxidizing agents. *Restor Dent Endod* 39(2): 95-103
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light-and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 36 (6): 661-669
- Klimm W (2011). Endodontologie: Lehrbuch für Studium und Praxis. 2. überarbeitete Auflage, Deutscher Aerzte-Verlag, 296-299
- Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N (2001). Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17: 122-126
- Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*: 60D-76D. Review

- Krishnamurthy S, Sudhakaran S (2010). Evaluation and prevention of the precipitate formed on interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine. *J Endod* 36: 1154-1157
- Lauer HC, Ottl P, Haibach O (1996). Die prothetische Versorgung des avitalen Zahnes. *Zahnarzt Magazin* 11: 15-19
- Lee IB, An W, Chang J, Um CM (2008). Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 24 (8): 1141-7
- Lee JJ, Nettekoy-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Dent Am Assoc* 138: 1599-1603
- Li H, Burrow MF, Tyas MJ (2002). The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 18(3): 189-96
- Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, Pashley DH, Tay FR (2011). Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res* 90: 953-68
- Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC (2002). Dental adhesion present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 33: 213-224
- Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig* 14(2): 193-199
- Mancini M, Armellin E, Casaglia A, Cerroni L, Cianconi L (2009). A comparative study of smear layer removal and erosion in apical intraradicular dentine with three irrigating solutions: a scanning electron microscopy evaluation. *J Endod* 35(6): 900-3.
- Mannocci F, Ferrari M, Watson TF (1999a). Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1: 153-158
- Mannocci F, Innocenti M, Bertelli E, Ferrari M (1999b). Dye leakage and SEM study of roots obturated with Thermafill and dentin bonding agent. *Endod Dent Traumatol* 15 (2): 60-4
- Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson TF (2001). Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Am J Dent* 14 (4): 200-4
- Marchesi G, Mazzoni A, Turco G, Cadenaro M, Ferrari M, Di Lenarda R, Breschi L (2013). Aging affects the adhesive interface of posts luted with self-adhesive cements: a 1-year study. *J Adhes Dent* 15(2): 173-80
- Mareending M, Luder HU, Brunner TJ, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M (2007). Effect of sodium hypochlorite on human root dentine - mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J* 40(10): 786-93
- Maroli S, Khera SC, Krell KV (1992). Regional variation in permeability of young dentin. *Oper Dent* 17: 93-100

- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25: 441–458.
- Martinho FC, Carvalho CA, Oliveira LD, de Lacerda AJ, Xavier AC, Augusto MG, Zanatta RF, Pucci CR (2015). Comparison of different dentin pretreatment protocols on the bond strength of glass fiber post using self-etching adhesive. *J Endod* 41(1): 83-7
- Marx R, Haass C (1992). Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall-Kunststoff aussagekräftiger? *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 165-168
- Mazzoni A, Scaffa P, Carrilho M, Tjäderhane L, Di Lenarda R, Polimeni A, Tezvergil-Mutluay A, Tay FR, Pashley DH, Breschi L (2013). Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9. *Dent Res* 92(1): 82-6
- Mc Comb D, Smith DC (1975). A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endod* 1: 238-242
- McInnes PM, Wendt SL Jr, Retief DH, Weinberg R (1990). Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mater* 6 (3): 204-7
- Metzger MC (2005). In-vitro-Untersuchung der Polymerisation verschiedener Komposite für die Befestigung zahnfarbener konfektionierter Wurzelstifte in Wurzelkanälen. Dissertation Universität Freiburg
- Miyazaki M, Onose H, Moore BK (2000). Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 13: 101-104
- Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F (2001). The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 34 (5): 346-53
- Moll K, Park HJ, Haller B (2002). Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etches adhesives. *J Adhes Dent* 4: 171-180
- Monticelli F, Ferrari M, Toledano M (2008b). Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 13: E214-21
- Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M (2008a): Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 87: 974-979
- Moszner N, Hirt T (2012). New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: Enamel-dentin adhesives and restorative composites. *J Polym Sci* 50: 4369-4402
- Mozayeni MA, Javaheri GH, Poorroosta P, Ashari MA, Javaheri HH (2009). Effect of 17% EDTA and MTAD on intracanal smear layer removal: a scanning electron microscopic study. *Aust Endod J* 35(1): 13-7
- Naenni N, Thoma K, Zehnder M (2004). Soft tissue dissolution capacity of currently used and potential endodontic irrigants. *J Endod* 30: 785-787
- Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H (2012). 10-year survival evaluation for glassfiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod* 38: 432-5

- Navarro-Escobar E, González-Rodríguez M, Ferrer-Luque CM (2010). Cytotoxic effects of two acid solutions and 2.5% sodium hypochlorite used in endodontic therapy. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 15: e90-4
- Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R (2004). Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20: 579-85
- Nishitani Y, Hosaka K, Hoshika T, Yoshiyama M, Pashley DH (2013). Effects of chlorhexidine in self-etching adhesive: 24 hours results. *Dent Mater J* 32(3): 420-4
- Nygaard-Østby B (1957). Chelation in root canal therapy: ethylenediaminetetraacetic acid for cleansing and widening of root canals. *Odontologisk Tidskrift* 65: 3-11
- O'Connell MS, Morgan LA, Beeler WJ, Baumgartner JC (2000). A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA. *J Endod* 26: 739-743
- Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Tagami J (2002). Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent*. 27: 447-54
- Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW, Jr (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19(8): 758-767
- Orstavik D, Haapasalo M (1990). Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules. *Endod Dent Traumatol*. 6(4):142-9
- Osorio R, Erhardt MC, Pimenta LA, Osorio E, Toledano M (2005). EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *J Dent Res* 84: 736-740
- Özcan M, Mese A (2012). Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin. *Clin Oral Investig*. 16(4):1081-8
- 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: 289-295
- Ozturk B, Ozer F (2004). Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. *J Endod* 30(5): 362-5
- Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppin-Rontani RM (2009). Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *J Dent* 37(12): 903-8
- Pashley DH (1985). Dentin- predentin complex and its permeability: physiologic overview. *J Dent Res* 64: 613-20
- Pashley DH (1984). Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl*. 3: 13-29 1984.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24: 618-631

- Pashley DH, Carvalho R, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1: 299-309
- Pashley DH, Tay FR (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 17(5): 430-444
- Perez F, Rouqueyrol-Pourcel N (2005). Effect of a low-concentration EDTA solution on root canal walls: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 99(3): 383-7
- Prasansuttiporn T, Nakajima M, Kunawarote S, Foxton RM, Tagami J (2011). Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Dent Mater.* 27(3): 229-34
- Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M (2008). Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci* 116: 557-63
- Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS (2010). A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *Journal of Prosthodontics* 19: 639-46
- Reeh ES; Messer HH, Douglas WH (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodon* 15: 512
- Rôças IN, Lima KC, Siqueira JF (2013). Reduction in bacterial counts in infected root canals after rotary or hand nickel-titanium instrumentation-a clinical study. *Int Endod J* 46(7): 681-7.
- Rosenthal S, Spangberg L, Safavi KE (2004). Chlorhexidine substantivity in root canal dentine *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 98: 488–92
- Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G (2000). Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 27: 595-601
- 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
- Safavi K, Spangberg L (2006). Chlorhexidin in der Endodontie. Chemie, antibakterielle Wirkung und mögliche Indikationen. *Endodontie* 15(2): 171-176
- Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen, K (2003). Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 5: 153-162
- Saker S, Özcan M (2015). Retentive strength of fiber-reinforced composite posts with composite resin cores: Effect of remaining coronal structure and root canal dentin conditioning protocols. *J Prosthet Dent.* pii: S0022-3913(15)00375-3
- 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: 542-556
- Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T (2014). The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and metaanalysis of in vitro studies. *Oper Dent* 14; 39: E31-E44.

- Scelza MF, Pierro V, Scelza P, Pereira M (2004). Effect of three different time periods of irrigation with EDTA-T, EDTA, and citric acid on smear layer removal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 98: 499-503
- Scelza MF, Teixeira AM, Scelza P (2003). Decalcifying effect of EDTA-T, 10% citric acid and 17% EDTA on root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95: 234-236
- Schäfer E (1999). Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen der Dentinadhäsive; Teil 1: Grundlagen der Dentinadhäsion. *Zahnärztliche Welt, Zahnärztliche Rundschau, Zahnärztliche Reform. Das Deutsche Zahnärzteblatt* 108: 218-225
- Schaller HG, Stummbaum P, Götze P (1991). Der Einfluss der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Dtsch Stomatol* 41: 369-371.
- Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B (1994). Die Zughftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Permeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 830-833
- Schroeder HE (1992). *Orale Strukturbiologie- Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart- New York: 92-118
- Schwartz RS; Robbins JW (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 30: 289-301
- Sedgley CM, Messer HH (1992). Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 18(7): 332-5
- Sekimoto T, Derkson GD, Richardson AS (1999). Effect of cutting instruments on permeability and morphology of the dentin surface. *Oper Dent* 24: 130-136
- Sen BH, Wesselink PR, Türkün M (1995). The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. *Int Endod J* 28: 241-8
- Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M (2004). Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 97: 381-7
- Simon JF, Darnell LA (2012). Consideration for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 33: 28-36
- Slutzky-Goldberg I, Liberman R, Heling I (2002). The effect of instrumentation with two different file types, each with 2.5% NaOCl irrigation on the microhardness of root dentin. *J Endod* 28: 311-312
- Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP (1989). The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil* 9: 23-33
- Stanislawczuk R, Reis A, Loguercio AD (2011). A 2-year in vitro evaluation of a chlorhexidine-containing acid on the durability of resin-dentin interfaces. *J Dent* 39: 40-47

- Sterzenbach G, Franke A, Naumann M (2012a). Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts- clinical testing of a biomechanical concept: Seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *J Endod* 38: 1557-63
- Sterzenbach G, Karajouli G, Naumann M, Peroz I, Bitter K (2012b). Fiber post placement with core build-up materials or resin cements - An evaluation of different adhesive approaches. *Acta Odontologica Scandinavica* 70: 368-76
- Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ, Owatz CB (2006). *Enterococcus faecalis*: Its role in root canal treatment failure and current concepts in retreatment. *J Endod* 32 (2):93-8
- Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR (2003). Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 5: 267-82
- Sung EC, Tai ET, Chen T, Caputo AA (2002). Effect of irrigation solutions on dentin bonding agents and restorative shear bond strength. *J Prosthet Dent* 87: 628-632
- Sunico-Segarra M, Segarra A (2015). *A Practical Clinical Guide to Resin Cements* Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Kapitel 2-3
- Tagami J, Tao L, Pashley DH (1990). Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6: 45-50
- Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H (1991). Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 7: 234-239.
- 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
- Takimoto M, Ishii R, Iino M, Shimizu Y, Tsujimoto A, Takamizawa T, Ando S, Miyazaki M (2012). Influence of temporary cement contamination on the surface free energy and dentine bond strength of self-adhesive cements. *J Dent* 40(2): 131-8
- Takuma S, Eda S (1966). Structure and development of the peritubular matrix in dentin. *J Dent Res* 45: 683
- Tanomaru JM, Leonardo MR, Tanomaru Filho M, Bonetti Filho I, Silva LA (2003). Effect of different irrigation solutions and calcium hydroxide on bacterial LPS. *Int Endod J* 36: 733-739
- Tay FR, King NM, Chan K, Pashley DH (2002a). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 4: 142-51
- Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M (2002b). Two modes of nanoleakage expression in singlestep adhesives. *Dent Res* 81: 472-476
- Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F (2003). Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. *J Adhes Dent* 5 (2): 91-105

- Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM (2004). Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. In vivo evidence. *J Dent* 32(8): 611-621
- Tay FR, King NM, Yiu CK, Hiraishi N (2001b). Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent* 3(4922): 207-25
- Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Welle RN (2005). Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 31: 584-589
- Tay FR, Pashley DH (2001a). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17(4): 296-308
- Tay FR Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Monticelli F, Osorio R (2006). Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. *J Endod* 32(9): 862-8
- Thomas JE, Sem DS (2010). An in vitro spectroscopic analysis to determine whether para-chloroaniline is produced from mixing sodium hypochlorite and chlorhexidine. *J Endod* 36(2): 315-7
- Tjäderhane L, Nascimento FD, Brechsi L, Mazzoni A, Tersariol ILS, Geraldeli S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho M, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH (2013). Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer - a review. *Dent Mater* 29: 999-1011
- Tonial D, Ghiggi PC, Lise AA, Burnett LH Jr, Oshima HM, Spohr AM (2010). Effect of conditioner on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 12:7
- Torabinejad M, Handysides R, Khademi AA, Bakland LK (2002) Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 94: 658-666
- Torabinejad M, Khademi AA, Babagoli J, Cho Y, Johnson WB, Bozhilov K, Kim J, Shabahang S (2003). A new solution for the removal of the smear layer. *J Endod* 29: 170-175
- Ulusoy Ö, Görgül G (2013). Effects of different irrigation solutions on root dentine microhardness, smear layer removal and erosion. *Austr Endod J* 39: 66-72
- Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994). Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 977-984
- Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Meerbeek LK, Lambrechts P, Peumans M (2004). A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 29(4): 376-385
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Meerbeek EA, Neves A (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26(2): 100-121
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 27(1): 17-28

- Vichi A, Grandini S, Ferrari M (2002). Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 28: 355-360
- Violich DR, Chandler NP (2010). The smear layer in endodontics - a review. *Int Endod J* 43(1): 2-15.
- Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF (2009). Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent* 102(5): 306-12
- Vohra F, Al-Rifaiy M, Al Aqhtani M (2013). Factors affecting resin polymerization of bonded all ceramic restorations. Review of literature. *J Dow Uni Health Sci Karachi* 7: 80-86
- Vongphan N, Senawongse P, Somsiri W, Harnirattisai C (2005). Effects of sodium ascorbate on microtensile bond strength of total-etching adhesive system to NaOCl treated dentine. *J Dent* 33: 689-695
- Wachlarowicz AJ, Joyce AP, Roberts S, Pashley DH (2007). Effect of endodontic irrigants on the shear bond strength of epiphany sealer to dentin. *J Endod* 33: 152-155
- Wang VJ, Chen YM, Yip KH, Smales RJ, Meng QF, Chen L (2008). Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater* 24: 372-377
- Wattanawongpitak N, Nakajima M, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J (2009). Microtensile bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesives to intrapulpal dentin after endodontic irrigation and setting of root canal sealer. *J Adhes Dent* 11: 57-64
- Weston CH, Ito S, Wadgaonkar B, Pashley DH (2007). Effects of time and concentration of sodium ascorbate on reversal of NaOCl-induced reduction in bond strengths. *J Endod* 33: 879-881
- Wrbas KT, Kampe MT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Hellwig E (2006). Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116: 18-24
- Wrbas KT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Agrafioti A, Hellwig E (2007). Bond strength between fibre posts and composite resin cores: effect of post surface silanization. *Int Endod J* 40: 538-543
- Yamamoto A, Miyazaki M, Rikuta A, Kurokawa H, Takamizawa T (2007). Comparison of two methods for measuring the polymerization characteristics of flowable resin composites. *Dent Mater* 7: 892-898
- 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
- Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH (1996). Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent* 24: 435-442
- Zalikowski HM (2015). Der Einfluss verschiedener Desensitizer auf die Mikrozugfestigkeit eines Self-Etch Adhäsivsystems unter Berücksichtigung künstlicher Alterung und Applikation eines provisorischen Befestigungszements (In vitro). *Med Diss Halle-Wittenberg*

- Zehnder M, Kosicki D, Luder H, Sener B, Waltimo T (2002). Tissue dissolving capacity and antibacterial effect of buffered and unbuffered hypochlorite solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 94(6): 756-762
- Zehnder M, Lehnert B, Schönenberger K, Waltimo T (2003). Spüllösungen und medikamentöse Einlagen in der Endodontie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113: 756-763
- Zehnder M (2006). Root canal irrigants. *J Endod* 32: 389-398
- Zehnder M, Schmidlin P, Sener B, Waltimo T (2005). Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod* 31: 817-820
- Zhang L, Huang L, Xiong Y, Fang M, Chen JH, Ferrari M (2008). Effect of post-space treatment on retention of fiber posts in different root regions using two self-etching systems. *Eur J Oral Sci* 116: 280-6
- Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B (2008). Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 24: 967-977
- Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B (2012). Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater* 28: 187-297.
- Zirkel C (2012). Aufbereitung des Wurzelkanalsystems mit einem einzelnen Instrument. *Der freie Zahnarzt*: 64-74.
- Zorzin J (2011). Zum Einfluss von Chlorhexidin auf das Dentinbonding mit Syntac im Mikrozugversuch. Dissertation an der Universität Erlangen-Nürnberg

9 Thesen

1. Insgesamt konnten in der Vergangenheit bei der Nutzung von selbstadhäsiven Befestigungszementen positive Haftwerte festgestellt werden. Weitestgehend ungeklärt ist inwieweit endodontische Spüllösungen als auch die Wurzelkanaltiefe Einfluss auf die Haftung der verschiedenen Befestigungssysteme nehmen.
2. Die adhäsive Verankerung im Wurzelkanal ist im Vergleich zur adhäsiven Befestigung von Restaurationsmaterialien am koronalen Dentin mit selbstadhäsiven, selbstkonditionierenden Befestigungszementen mit erhöhten Schwierigkeiten verbunden und stellt einen limitierenden Faktor für den Langzeiterfolg einer definitiven Versorgung dar.
3. Trotz anatomischer Unterschiede der Wurzelabschnitte und die Einflussnahme der angewendeten Spüllösungen konnten bei allen axialen Mikro-Zugversuchen Haftwerte ermittelt werden.
4. Die höchste Zugfestigkeit im Vergleich der Wurzelabschnitte konnte für den selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix SE am koronalen Wurzelabschnitt mit 34,79 MPa ($\pm 5,39$ MPa) ermittelt werden.
5. Ein direkter Zusammenhang von Haftwertunterschieden und der Wurzelkanaltiefe kann ausgeschlossen werden, da der Haftverbund von Bifix QM ausschließlich in der apikalen Schnittebene signifikant abnahm.
6. Die Anwendung der Spüllösung CHX, NaOCl sowie deren Wechselfspülung nahmen einen signifikant negativen Einfluss auf die Haftwerte des Befestigungszements Bifix SE.
7. Der Einsatz der 17%igen EDTA-Lösung beeinflusste die Haftwerte beider untersuchten Befestigungssysteme positiv. Unter dessen Anwendung zeigte nicht nur Bifix SE seine höchsten Haftwerte mit 38,61 MPa ($\pm 7,00$ MPa) auf, sondern es resultierten zugleich die signifikant höchsten Zugfestigkeitswerte mit 42,57 MPa ($\pm 4,36$ MPa) für das Befestigungssystem Bifix QM.

8. Insgesamt kann geschlussfolgert werden, dass die Wurzelkanaltiefe allein keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte nimmt, aber das Befestigungssystem als auch die zuvor verwendete Spüllösung den Haftverbund signifikant beeinflussen können.
9. Das selbstadhäsive Befestigungskomposit Bifix SE stellt bezüglich der Forderung einer Vereinfachung der Anwendung und der geringeren Techniksensitivität eine Alternative im Praxisalltag dar und ist dem etablierten Befestigungssystem Bifix QM tendenziell überlegen
10. Bei der Verwendung eines Befestigungskomposits zur postendodontischen Rekonstruktion mit einem Wurzelstift sollte auf die Kompatibilität mit der zuvor angewendeten Spüllösung besonders geachtet werden.

10 Anlagen

Gegenwärtige Publikationen dieser Arbeit:

Rother A, Schaller HG, Gernhardt CR (2010). Influence of irrigation solutions on bond strength of resin cements. Int Poster J Dent Oral Med 12: 482

Rettig C, **Rother A**, Schaller HG, Gernhardt CR (2010). Bond strength of resin cements on different root dentin localizations. Int Poster J Dent Oral Med 12: 483

Kongressvorträge und Posterpräsentationen:

Rother A, Gernhardt CR: Der Einfluss unterschiedlicher Dentinbereiche und endodontischer Spüllösungen auf die Mikro-Zugfestigkeit eines neuen selbstkonditionierenden Zements in vitro, Voco Dental Challenge 2008. 18.Oktober 2008, Cuxhaven

Rother A, Schaller HG, Gernhardt CR: Influence of irrigation solutions on bond strength of resin cements. 87th General Session and Exhibition of the IADR/ AADR/ CADR. 1.-4. April 2009, Miami, USA.

Rettig C, **Rother A**, Schaller HG, Gernhardt CR: Bond strength of resin cements on different root dentin localizations. 87th General Session and Exhibition of the IADR/ AADR/ CADR. 1.-4. April 2009, Miami, USA

Rettig C, **Rother A**, Schaller HG, Gernhardt CR: Bond strength of resin cements on different root dentin localizations. Poster. 10. Thüringer Zahnärztetag 1.-2. Oktober 2010, Erfurt.

Rother A, Gernhardt CR: Der Einfluss unterschiedlicher Dentinbereiche und endodontischer Spüllösungen auf die Mikro-Zugfestigkeit eines neuen selbstkonditionierenden Zements in vitro. Vortrag G8. 1. Doktorandenkongress der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. 25. November 2011, Halle.

11 Tabellarischer Lebenslauf

Angaben zur Person

Vor- und Nachname	Anja Rother
Geburtsdatum	20. Dezember 1984
Geburtsort	Borna
Familienstand	ledig, 1 Kind
Staatsangehörigkeit	deutsch
E-Mail	Anja.Rother@uk-halle.de

Beruflicher Werdegang

01/2010 bis heute	Wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
-------------------	---

Schulbildung

1991–1995	Besuch der Grundschule Nordwest in Torgau
1994–2003	Besuch des Joe-Polowsky-Gymnasiums in Torgau
07/2003	Abitur

Hochschulbildung

10/2003	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
07/2004	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
06/2006	Zahnärztliche Vorprüfung
12/2009	Staatsexamen Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
12/2009	Approbation als Zahnärztin

12 Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, Anja Rother, geboren am 20.12.1984, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe.

Ich habe mich dabei keiner anderen als der von mir angegebenen Quellen und Hilfen bedient.

Halle (Saale), den 15. Juni 2016

Anja Rother

13 Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, Anja Rother, 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), den 15. Juni 2016

Anja Rother

14 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn **apl. Prof. Dr. med. dent. habil. Christian R. Gernhardt** (Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie) für die Überlassung dieses interessanten Themas, der vielseitigen Unterstützung und der konstruktiven Beratung sowie der stetigen Motivation bei der Anfertigung der Arbeit.

An dieser Stelle möchte ich auch Herrn **Univ.- Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller** (Direktor der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie) für die Unterstützung und die Zulassung zur Promotion an seiner Klinik danken.

Von ganzen Herzen danke ich meinen lieben Eltern und meiner lieben Omi, nicht nur für die Ermöglichung meines Studiums, sondern auch für die stetige moralische Unterstützung und für euren unerschütterlichen Glauben an mich.

Meinem Christian danke ich für seine Toleranz, Motivation und Geduld.

Ein herzliches Dankeschön an dieser Stelle an meine Freunde und Kollegen, besonders dir Sonia, für die fortwährende Unterstützung und Motivation.