

Aus dem Institut für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Der Haftverbund von Glasfaserstiften im Wurzelkanal nach der
Verwendung von unterschiedlichen Spülprotokollen und adhäsiven
Befestigungsmaterialien *in vitro***

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Lena Aschendorff
aus Hannover

Datum der Promotion: 11.12.2015

Inhaltsverzeichnis

1	Abstract	1
2	Einleitung.....	4
3	Literaturübersicht.....	6
3.1	Die adhäsive Verankerung von faserverstärkten Wurzelstiften	6
3.1.1	Indikation für die Stiftsetzung	9
3.1.2	Stiftarten und deren Vor- und Nachteile.....	9
3.1.3	Auswirkung der Formkongruenz zwischen Stift und Stiftbett	11
3.1.4	Adhäsivsysteme und Befestigungsmaterialien zur Verankerung faserverstärkter Stiftsysteme	12
3.1.5	Einfluss der Lichthärtung auf die Befestigung von Faserstiften	14
3.2	Verwendung von Spüllösungen vor der Stiftsetzung	15
3.2.1	Natriumhypochlorit und Ultraschall	16
3.2.2	Chlorhexidin	17
3.2.3	Ethanol	19
3.3	Push-out-Tests	22
4	Ziel der Arbeit und Arbeitshypothese	23
5	Material und Methode.....	24
5.1	Materialien	24
5.1.1	Stiftsysteme.....	24
5.1.2	Befestigungsmaterialien.....	26
5.1.3	Spüllösungen	28
5.1.4	Hilfsmaterialien.....	29
5.2	Methode.....	30
5.2.1	Übersicht	30
5.2.2	Flussdiagramm Studiendesign.....	31
5.2.3	Vorbereitung der Zähne	32
5.2.4	Aufbereitung und Wurzelfüllung	32
5.2.5	Stiftbettpräparation.....	33
5.2.6	Spülprotokolle	34
5.2.7	Stiftinsertion	35
5.2.8	Einbettung und Lagerung der Proben	36

5.2.9	Vorbereitung der Proben für die Ausstoßversuche	39
5.2.10	Ausstoßversuche	40
5.2.11	Stereomikroskopische Bestimmung der Versagensmodi.....	44
5.2.12	Statistische Auswertung.....	45
6	Ergebnisse	47
6.1	Hauptergebnisse.....	47
6.2	Versagensmodi.....	51
7	Diskussion	53
7.1	Diskussion zum Versuchsaufbau.....	53
7.1.1	Probenzähne und Lagerungsmedium	53
7.1.2	Aufbereitung und Stiftbettpräparation	54
7.1.3	Auswahl der Spülprotokolle.....	55
7.1.4	Befestigungsmaterialien und Stiftinsertion	58
7.1.5	Künstliche Alterung des adhäsiven Verbundes.....	61
7.1.6	Prüfmethode zur Darstellung der Haftkraft im Wurzelkanal	63
7.2	Diskussion der Ergebnisse	66
7.2.1	Einfluss des Befestigungsmaterials und des Stiftes auf die Haftwerte	66
7.2.2	Einfluss der Lokalisation auf die Haftwerte	68
7.2.3	Einfluss der Spüllösung auf die Haftwerte	69
7.2.4	Einfluss von Thermocycling und Lagerung auf die Haftwerte.....	72
8	Schlussfolgerung.....	74
9	Literaturverzeichnis	76
10	Anhang	88
10.1	Abkürzungsverzeichnis.....	88
10.2	Abbildungsverzeichnis.....	90
10.3	Tabellenverzeichnis	92
10.4	Liste der verwendeten Materialien.....	93
10.5	Liste der verwendeten Geräte und Programme.....	97
11	Eidesstattliche Versicherung	99
12	Lebenslauf.....	101
13	Publikationsliste.....	102
14	Danksagung	103

1 Abstract

Ziel: Das Ziel war, den Einfluss von drei verschiedenen Spülprotokollen als Abschlussspülung im Wurzelkanal auf die initiale Haftkraft und die Dauerhaftigkeit des Haftverbundes von Faserstiften zu untersuchen. Die Wurzelstifte wurden hierbei mit zwei unterschiedlichen adhäsiven Befestigungsmaterialien inseriert.

Material und Methode: 120 humane obere anteriore Zähne wurden endodontisch behandelt. Die Zähne wurden in die zwei Gruppen selbstadhäsiver Befestigungszement (RX, n = 60) und dualhärtendes Befestigungskomposit mit Etch-and-rinse-System (CX, n = 60) aufgeteilt. Nach der Stiftbettpräparation wurden die Wurzelkanäle mit 1%iger Natriumhypochloritlösung (NaOCl) und passivem Ultraschalleinsatz gespült. Es folgte die Spülung mit destilliertem Wasser. Die Kontrollgruppen (n = 20) erhielten keine weitere Behandlung. In den Effektgruppen (CHX; n = 20) wurden die endodontisch behandelten und präparierten Wurzelkanäle zum einen mit Chlorhexidin 2 % (n = 20) gespült und zum anderen wurde Ethanol 99 % (EtOH; n = 20) vor der Applikation des Befestigungsmaterials und Insertion der Stifte verwendet. Diese Gruppen wurden jeweils in initiale Gruppen (n = 10) und Gruppen nach thermozyklischer Wechsellast und Lagerung (n = 10) aufgeteilt. Die initialen Proben wurden nach einer Woche Lagerung in sechs Scheiben von jeweils 1 mm Dicke geschnitten. Jeweils zwei Scheiben repräsentierten hierbei den zervikalen, mittleren und apikalen Bereich der Zahnwurzel. Die Haftwerte wurden mit Hilfe des Push-out-Tests bestimmt. Die Proben der Gruppen Lagerung/Thermocycling wurden nach thermozyklischer Wechsellast zwischen 5 und 55°C bei 10.000 Zyklen über einen Zeitraum von sechs Monaten gelagert. Im Anschluss erfolgten die Scheibenherstellung und die Haftwertbestimmung mit Hilfe des Push-out-Tests.

Ergebnisse: Die Haftwerte wurden signifikant durch das Befestigungssystem ($p < 0,0005$), das Spülprotokoll ($p < 0,0005$) und durch die Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals ($p < 0,0005$; Messwiederholungs-ANOVA) beeinflusst. Das Spülprotokoll mit EtOH zeigte im Vergleich zu der Kontroll- und der CHX-Gruppe signifikant erhöhte Haftwerte unabhängig vom verwendeten Befestigungsmaterial ($p < 0,05$; Tukey's B).

Schlussfolgerung: Die Abschlussspülung des Wurzelkanals mit Ethanol erhöhte signifikant die Haftung eines Etch-and-rinse-Adhäsivsystems sowie eines selbstadhäsiven Zementes bei der adhäsiven Faserstiftinsertion. Somit kann Ethanol für eine finale Spülung des Wurzelkanals bei der Befestigung von Glasfaserstiften mit Ethanol-basierten Etch-and-rinse-Systemen oder selbstadhäsiven Zementen empfohlen werden.

Klinische Relevanz: Die Spülung des Wurzelkanals mit Ethanol scheint die adhäsive Befestigung von Faserstiften mit den getesteten Adhäsivsystemen zu begünstigen.

Abstract

Objectives: The aim was to investigate the effects of three different irrigation protocols as a final rinse of the root canal on push-out bond strengths and durability of adhesion of fiber posts. The posts were inserted and luted pursuing two different adhesive strategies.

Materials and methods: 120 human maxillary anterior teeth were endodontically treated. The teeth were divided into two groups: 1) self-adhesive resin cement (RX; n = 60) and 2) dual curing luting agent with an etch-and-rinse adhesive system (CX; n = 60). Post space preparation was realised. Afterwards, the root canals were irrigated using sodium hypochlorite 1 % (NaOCl) applied with passive ultrasonic irrigation followed by distilled water. Furthermore, these groups were further divided. The control groups (n= 20) did not get any further treatment. In chlorhexidine (CHX; n = 20) pretreatment groups, root canals were irrigated using chlorhexidine 2 %; and the ethanol groups (EtOH; n = 20) were irrigated using ethanol 99 % prior to the application of the luting agent and insertion of the posts. These groups were then divided into initial (n = 10) and storage/thermocycling (n = 10) groups. The specimens of the initial groups were cut into six slices of 1 mm diameter after a storage time of seven days. Respectively two slices represented the cervical, middle and apical part of the dental root. Bond strengths were evaluated using push-out tests. The specimens of the storage/thermocycling groups were stored after thermocycling between 5 and 55°C at 10.000 cycles for six months. Afterwards they were cut into slices and the push-out strength was tested.

Results: Bond strengths were significantly affected by the adhesive strategy ($p < 0.0005$), the irrigation protocol ($p < 0.0005$) and the location inside the root canal ($p < 0.0005$; repeated measurement ANOVA). Irrigation protocol with EtOH significantly increased bond strengths irrespective of the luting agent used, compared to the control and CHX group ($p < 0.05$; Tukey's B).

Conclusion: Final rinse with Ethanol significantly increased bond strength of the etch-and-rinse system and the self-adhesive resin cement by luting fiber posts into root canals. Therefore, Ethanol could be recommended as a final rinse for luting fiber posts using an ethanol-based etch-and-rinse adhesive system or self-adhesive resin cement.

Clinical relevance: Irrigation of the root canal using ethanol seems to facilitate adhesive luting of fiber posts with the tested adhesive system and luting cements.

2 Einleitung

In den letzten Jahren erlangte die Restauration endodontisch behandelter Zähne mit adhäsiv befestigten faserverstärkten Kompositstiften zunehmend an Popularität. Dies wird durch die vielversprechenden Ergebnisse von klinischen Studien unterstützt [Bitter et al. 2009a, Cagidiaco et al. 2008, Ferrari et al. 2007a, Ferrari et al. 2012, Sterzenbach et al. 2012a]. Trotz der guten Resultate treten immer wieder Misserfolge dieser Restaurationen auf. Hierzu gehören vor allem der Retentionsverlust und endodontische Läsionen [Rasimick et al. 2010], aber auch die Stifffraktur [Naumann et al. 2012].

Durch einen hohen C-Faktor im Wurzelkanal [Tay et al. 2005], den erschwerten Zugang und die eingeschränkte Sicht, eine verminderte Feuchtigkeitskontrolle und eine Ablagerung von Zement und sekundärem Dentin [Mjör et al. 2001] ist die Befestigung von Stiften im Wurzelkanal auch heute noch eine Herausforderung. Nach simulierter klinischer Funktion wurde eine Erhöhung des Nanoleakage und eine Abnahme der Haftkraft in restaurierten endodontisch behandelten Zähnen festgestellt [Bitter et al. 2012b, Bitter et al. 2011].

Es wurden verschiedene Faktoren, welche die Langlebigkeit des Haftverbundes zwischen Komposit und Dentin beeinflussen, beschrieben [Liu et al. 2011]. Hierzu gehören die Zusammensetzung und Hydrophilität des Befestigungsmaterials [Malacarne et al. 2006], die insuffiziente Imprägnierung des Dentins, eine hohe Permeabilität der Haftfläche, eine suboptimale Polymerisation und die Phasenseparation des Befestigungsmaterials [Breschi et al. 2008]. Auch die im Wurzelkanal verbleibende Schmierschicht beeinflusst den Haftverbund [Serafino et al. 2004]. Zudem kann freies und lose gebundenes Wasser zwischen und innerhalb der Kollagenfibrillen nicht vollständig durch Monomere ersetzt werden [Kim et al. 2010]. Ein weiterer Aspekt, der zu einer Reduktion der Langlebigkeit zwischen Dentin und Komposit führen kann, ist die kollagenolytische Aktivität von endogenen Matrix-Metalloproteinasen (MMPs) [Zhang und Kern 2009].

Um die Langlebigkeit des Haftverbundes zwischen Wurzelkanaldentin, Befestigungsmaterial und Glasfaserstift zu verbessern, können Spüllösungen eingesetzt werden.

Eine Chlorhexidin-Spülung (CHX) zeigte in mehreren Studien ein positives Verhalten bezüglich der Langlebigkeit von Befestigungsmaterialien [Carrilho et al. 2007, Shafiei und Memarpour 2010] bzw. keine nachteiligen Effekte auf den Haftverbund im Wurzelkanal [Bitter et al. 2013, Lindblad et al. 2012].

Eine andere Möglichkeit ist die Spülung mit Ethanol. Eine Ethanolspülung scheint die Haftwerte von Faserstiften im Wurzelkanal über 12 Monate zu erhalten [Cecchin et al. 2011a]. Die Anwesenheit von Alkohol erhöht wahrscheinlich den Konversionsgrad von hydrophilen Adhäsiven [Liu et al. 2011]. Sie verhindert das Auftreten von Nanoleakage [Sadek et al. 2008] sowie den Verlust der Haftkraft durch Zerstörung des Komposit-Dentin-Verbundes [Cecchin et al. 2011a, Sadek et al. 2010].

Es konnten bereits positive Haftwerte bei der Nutzung von selbstadhäsiven Zementen zur Befestigung von Faserstiften festgestellt werden [Bitter et al. 2006a, Bitter et al. 2009b, Bitter et al. 2012b, Sterzenbach et al. 2012b]. Es liegen bis heute jedoch nur unzureichende Daten bezüglich des Einflusses von Spüllösungen auf die Haftung verschiedener Befestigungssysteme vor.

Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, den Einfluss eines Spülprotokolls mit CHX und Ethanol auf die initiale Haftkraft und die Dauerhaftigkeit des Haftverbundes mit unterschiedlichen Adhäsivstrategien zu analysieren.

3 Literaturübersicht

3.1 Die adhäsive Verankerung von faserverstärkten Wurzelstiften

Die adhäsive Verankerung faserverstärkter Wurzelstifte in der Restaurationstherapie endodontisch behandelter Zähne ist im Laufe der letzten Jahre immer mehr zur Standardversorgung geworden. Als Vorteil dieser Versorgungsmethode wird bei einem Versagen der Restauration die Fraktur im koronalen Bereich der Wurzel bzw. im Stift-Stumpf-Aufbau angegeben, die eine Neuversorgung möglich macht [Akkayan und Gulmez 2002, Bitter und Kielbassa 2007, Cormier et al. 2001, Ferrari et al. 2000b, Fokkinga et al. 2004, Naumann et al. 2005, Salameh et al. 2008].

Die Langlebigkeit dieser Restaurationen wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst. Hierzu gehören eine ausreichende koronale Restzahnhartsubstanz und die Präparation eines sogenannten „ferrule designs“ [Ferrari et al. 2007a, Ferrari et al. 2007b, Ferrari et al. 2012, Sterzenbach et al. 2012a].

Grundsätzlich sind die Bedingungen für die Adhäsivtechnik im Wurzelkanal ungünstig. Dazu zählen u.a. die eingeschränkte Sicht, ein kleiner Zugang und damit eine erschwerte Applikation von Materialien in den Kanal sowie eine verminderte Feuchtigkeitskontrolle [Mjör et al. 2001]. Aufgrund der eingeschränkten Sicht und dem verminderten Zugang entsteht ein weiteres Problem. Residuelle Guttapercha- und Sealerreste nach der Stiftbettpräparation sowie die entstandene Schmierschicht können häufig nicht vollständig entfernt werden. Diese Reste verhindern das Eindringen der Adhäsiv- und Befestigungssysteme und mindern so die Haftkraft [Demiryürek et al. 2009, Perdigao et al. 2007, Serafino et al. 2004]. Des Weiteren bringt die Dentinmorphologie innerhalb des Wurzelkanals Probleme für eine adhäsive Befestigung mit sich. Mjör *et al.* zeigten in ihrer Studie, dass besonders der apikale Bereich von humanen Zähnen ausgeprägte Variationen in der Struktur und der Anzahl an Dentintubuli aufweist [Mjör et al. 2001]. Die Dentintubulidichte ist im Bereich des zervikalen Wurzeldrittels am höchsten [Camargo et al. 2007]. Ferrari *et al.* demonstrierten in ihrer Studie, dass eine Phosphorsäurekonditionierung diese Oberfläche im zervikalen Bereich um 202 %, im mittleren Drittel um 156 % und im apikalen Drittel um 113 % vergrößerte. Zudem zeigte diese Studie, dass die Dicke der Hybridschicht eng mit der Tubulidichte korreliert [Ferrari et al. 2000a]. Somit

scheint die Lokalisation im Wurzelkanal einen Einfluss auf die Befestigung von faserverstärkten Wurzelstiften zu haben, auch wenn hierzu konträre Studien existieren welches Wurzeldrittel die besten Haftwerte aufweist [Bitter et al. 2006a, Bouillaguet et al. 2003].

Weitere Faktoren, die den Haftverbund von Befestigungsmaterial und Wurzelkanaldentin beeinflussen, sind die Polymerisationsschrumpfung der Befestigungsmaterialien während der Aushärtung [Davidson et al. 1984, Giachetti et al. 2006], die zu einer Ablösung des Materials vom Dentin führen kann [Giachetti et al. 2006] und der hohe C-Faktor (Configuration-Faktor) im Wurzelkanal [Bouillaguet et al. 2003, Tay et al. 2005].

Auch der Bondingprozess weist ein Problem auf. Adhäsive Monomere sind zur Zeit noch nicht in der Lage, die exponierten Kollagenfibrillen des Dentins vollständig zu umschließen [Tjäderhane et al. 2013]. Über das verbliebene Wasser im Dentin kommt es zu einer Hydrolyse der kovalenten Esterbindungen des Polymers [Breschi et al. 2008] und damit zur sogenannten hydrolytischen Degradation. Dies führt zum Verlust bzw. Abbau der Kollagenfibrillen und der adhäsiven Befestigungsmaterialien [Tjäderhane et al. 2013]. Hierdurch ergibt sich eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften des Befestigungsmaterials und es kommt zu einem Verlust der Haftkraft [Armstrong et al. 2004].

In verschiedenen Studiendesigns wurde der Unterschied zwischen einer Lagerung von Proben in Wasser zu einer Lagerung in Öl untersucht. Es wurden Schnitte von Zähnen in Kombination mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien verwendet. Die Studien verweisen auf eine signifikante Abnahme der Haftkraft der in Wasser gelagerten Proben im Vergleich zur Ölgruppe [Carrilho et al. 2005, Reis et al. 2007]. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine wässrige Umgebung, wie sie auch in der Mundhöhle vorkommt, schädlich für die mechanischen Eigenschaften des Dentin-Komposit-Haftverbundes ist und damit dessen Lebensdauer beeinträchtigt [Carrilho et al. 2005].

Bei Degradationserscheinungen des Haftverbundes im Wurzelkanal spielen auch Matrix-Metalloproteinasen (MMPs) eine wichtige Rolle. MMPs gehören zur Gruppe der kalzium- und zinkabhängigen Endopeptidasen [Visse und Nagase 2003] mit kollagenolytischer und/oder gelatinolytischer Aktivität, die eine wichtige Rolle bei der Reifung und dem Abbau der dentalen Matrix spielen [Bourd-Boittin et al. 2005, Zhang

und Kern 2009]. Zusätzlich sind MMPs Hydrolasen. Die Existenz von Wasser ist notwendig für diese Enzyme, um die Peptide im Kollagen zu hydrolysieren und damit die Auflösung des Kollagens voranzutreiben [Chaussain-Miller et al. 2006, Sulkala et al. 2002]. Es kommt zu einer Eluierung von Monomeren des Adhäsivs über Nanorisse, die an den Grenzflächen zwischen Adhäsiv und Zahnhartsubstanz entstehen [Wang und Spencer 2003], und damit zu einer Freilegung der Kollagenfibrillen, die für die Hydrolyse durch proteolytische Enzyme angreifbar werden. Nanorisse wurden im experimentellen Versuch durch die Penetration von Tracerionen (Silberionen) in der Hybridschicht gefunden und sind damit für die Enzyme wie z.B. MMPs eine Möglichkeit, in die Hybridschicht einzudringen und die Haftung zwischen Dentin und adhäsivem Befestigungsmaterial zu zerstören [Sano 2006].

Eine suboptimale Auffüllung der demineralisierten Dentinbereiche mit Adhäsiv macht diese zusätzlich anfällig für eine proteolytische Degradation [Breschi et al. 2008].

Ferrari *et al.* zeigten den Verlust der Quervernetzung in partiell aufgetrennten Kollagenfibrillen des Wurzelkanaldentins und eine Auflösung der Mikrofibrillen in demineralisierter Kollagenmatrix durch kollagenolytische und gelatinolytische Aktivität [Ferrari et al. 2004].

Tjäderhane *et al.* stellten fest, dass MMPs durch niedrige pH-Werte in ihrem Umfeld aktiviert werden können [Tjäderhane et al. 1998]. Etch-and-rinse-Adhäsive [Mazzoni et al. 2006] und selbstätzende Adhäsive [Nishitani et al. 2006b] können MMPs reaktivieren [Mazzoni et al. 2007]. 37%ige Phosphorsäure (pH 0,03) scheint die MMP-Aktivität durch ein Gleichgewicht von Denaturierung und Enzymfreilegung im demineralisierten Dentin so zu beeinflussen, dass nur eine sehr geringe gelatinolytische Aktivität vorhanden ist [Nishitani et al. 2006b]. Selbstätzende Adhäsive hingegen scheinen einen pH-Wert im weniger sauren Bereich zu haben, was zur Aktivierung der MMPs führt [Nishitani et al. 2006b]. Die MMP-Aktivierung durch Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme soll über die im System enthaltenen Monomere stattfinden [Nakashima et al. 1998].

3.1.1 Indikation für die Stiftsetzung

In einer gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ [Edelhoff et al. 2003] wird die Indikation für die Verwendung von Stiftsystemen definiert: Wurzelkanalstifte bieten die Möglichkeit, Retention für einen Aufbau zu schaffen, wenn nur unzureichend koronale Zahnhartsubstanz für die adhäsive Retention eines Aufbaus zur Verfügung steht oder mit einer überdurchschnittlichen Beanspruchung des betroffenen Zahnes zu rechnen ist.

Bei der Überkronung eines endodontisch behandelten Zahnes ist abzuwägen, ob die Restzahnhartsubstanz für einen direkten plastischen Aufbau ausreichend ist oder der Einsatz eines Stift-Stumpf-Aufbaus notwendig wird [Weigl und Heidemann 2001]. Sobald ein starker Substanzverlust der klinischen Krone vorliegt, sollten für die Schaffung einer zuverlässigen Retention für den Aufbau Stiftaufbauten eingesetzt werden [Creugers et al. 1993]. Als Entscheidungsgrundlage dient hierbei u.a. die Anzahl der verbliebenen Dentinwände [Naumann et al. 2012].

Die verbliebene Zahnstruktur und die funktionellen Belastungen des jeweiligen Zahnes sind demnach determinierende Faktoren bei der Frage, ob eine Stiftsetzung sinnvoll ist [Schwartz und Robbins 2004].

3.1.2 Stiftarten und deren Vor- und Nachteile

Ferrari *et al.* fassen die Anforderungen an einen Wurzelstift zusammen. Ein idealer Stift sollte eine adäquate Retention für die prothetische Versorgung bieten, möglichst keine Spannungsspitzen im Zahn hervorrufen und eine einfache Entfernung erlauben [Ferrari et al. 2000b].

Wurzelstifte können konfektioniert oder individuell gefertigt werden. Individuell gefertigte Stifte werden aus Metalllegierungen und gegossenen Aufbauten oder Zirkonoxidkeramik mit Aufbauten im Pressverfahren hergestellt.

Folgende Materialien können bei Wurzelstiften verwendet werden: Kobalt-Nickel-Chrom-Legierung, Titanlegierungen/Reintitan, Edelmetalllegierungen, Zirkonoxidkeramik und Karbonfaserstifte/Quarzfaserstifte/Glasfaserstifte.

Alle metallischen Stift-Stumpf-Aufbauten weisen eine hohe Röntgenopazität auf. Ein Nachteil der edelmetallfreien Kobalt-Nickel-Chrom-Legierung ist jedoch die Korrosionsanfälligkeit, was zu ästhetischen Beeinträchtigungen in Form von Verfärbungen führen kann. Zudem konnten durch das im Vergleich zum Dentin sehr hohe E-Modul aller metallischen Wurzelstifte Spannungsspitzen im Wurzelkandentin unter Belastung nachgewiesen werden, die eine Ursache für die Fraktur von Wurzeln sein können [Rosentritt et al. 2000, Sirimai et al. 1999]. Diese Wurzelfrakturen führen in der Folge zur Extraktion der betroffenen Zähne [Cormier et al. 2001].

Wurzelstifte aus Zirkonoxidkeramik und Aufbauten aus Aluminiumoxidkeramik zeichnen sich durch eine hohe Ästhetik aufgrund der zahnähnlichen Farbe und der lichtbrechenden Eigenschaften aus [Kwiatkowski und Geller 1989]. Ein weiterer Vorteil gegenüber Stiftaufbauten aus Metall ist, dass Keramik ein biokompatibler Werkstoff ist, der in der Mundhöhle nicht löslich und nicht korrosionsanfällig ist [Pospiech 2004]. Nachteile von keramischen Stift-Stumpf-Aufbauten sind die stark abweichenden E-Module von Dentin und Keramik, die bei hohen Kraftereinwirkungen zum Auftreten von Spannungsspitzen im Wurzelkanalentin führen können [Asmussen et al. 1999], wodurch die Frakturanfälligkeit der Wurzel erhöht ist [Kern et al. 1995]. Hinzu kommt, dass frakturierte Keramikstifte von einigen Autoren als nicht entfernbar und damit als nicht wiederversorgbar eingestuft werden [Asmussen et al. 1999, Cormier et al. 2001].

Für den Einsatz von faserverstärkten Materialien auf Glas-, Karbon- oder Quarzfaserbasis sprechen ein dentinähnliches E-Modul [Barjau-Escribando et al. 2006] und eine geringere Rigidität [Lanza et al. 2005] sowie eine verbesserte Retention [Bitter und Kielbassa 2007, Schwartz und Robbins 2004]. Die positiven physikalischen Eigenschaften von Faserstiften führen zu günstigeren Versagensmustern in Form von Frakturmustern hauptsächlich im koronalen Bereich. Dies macht eine Erneuerung der Restauration in vielen Fällen möglich [Cormier et al. 2001, Fokkinga et al. 2004, Salameh et al. 2006]. Zusätzlich bieten glas- oder quarzfaserverstärkte Wurzelstifte eine gute Ästhetik, insbesondere für die Restauration von Zähnen in der Front. Dies ist auch der Hauptgrund, weshalb Karbonfaserstifte heute nur noch wenig Anwendung finden [Bateman et al. 2003]. Die häufigsten Versagensmuster von Faserstiften sind der Haftverlust und endodontische Probleme [Rasimick et al. 2010].

3.1.3 Auswirkung der Formkongruenz zwischen Stift und Stiftbett

Es wurde darüber diskutiert, ob eine Formkongruenz von Stift und Stiftbett einen Einfluss auf die Haftkraft und auf die Frakturresistenz hat.

Buettel *et al.* konnten keinen signifikanten Einfluss der Stiftpassung auf die Frakturresistenz feststellen [Büttel *et al.* 2009], dieses Ergebnis wurde von einer weiteren Studie bestätigt [Krastl *et al.* 2011].

Schmage *et al.* kamen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass sich ein zu großes Stiftbett negativ auf die Haftstärke auswirkt [Schmage *et al.* 2009]. In dieser Studie wurden humane anteriore Zähne für die Stiftsetzung präpariert, wobei das Stiftbett in der Hälfte der Proben überdimensioniert wurde. In einem Zugkraftversuch wurden die Haftstärken ermittelt. Die Annahme, dass sich die Haftstärke in Bezug auf die Zementschichtstärke nicht stark unterscheiden würde, wurde nicht bestätigt. Grundlage dieser Annahme waren vorangegangene Studien, in denen die Vermutung aufgestellt wurde, dass die Befestigungskomposite überdimensionierte Lücken zwischen Stift und Wurzelkanal auffüllen können und eine perfekte Passung zwischen Stift und Wurzelkanal nicht länger notwendig sei [Hagge *et al.* 2002, Perdigao *et al.* 2007].

Es wurde bereits gezeigt, dass unterschiedliche Stiftdurchmesser keinen Einfluss auf die Retention der Stifte im Wurzelkanal haben [Artopoulou *et al.* 2006, Perdigao *et al.* 2007, Standlee *et al.* 1978]. Die Nutzung eines geringeren Stiftdurchmessers führt dazu, dass weniger Zahnhartsubstanz geopfert werden muss, was für den Widerstand des Zahnes gegen Frakturen von Vorteil ist [Musikant und Deutsch 2006].

Es kann demnach davon ausgegangen werden, dass die Schonung gesunder Zahnhartsubstanz auch im Wurzelkanal und eine damit unter Umständen verbundene Verwendung geringer Stiftdurchmesser sich positiv auf die Langlebigkeit von endodontisch behandelten Zähnen mit Stift-Stumpf-Aufbauten auswirkt.

3.1.4 Adhäsivsysteme und Befestigungsmaterialien zur Verankerung faserverstärkter Stiftsysteme

Für die Befestigung von faserverstärkten Glasfaserstiften in Wurzelkanälen stehen drei Varianten mit unterschiedlichen Adhäsivstrategien zur Verfügung: (1) Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme, die eine separate Nutzung von Phosphorsäure erfordern, (2) selbstätzende Adhäsive, welche säurehaltige Monomere enthalten und (3) selbstadhäsive Befestigungsmaterialien.

Unvorteilhafte Konditionen für die adhäsive Befestigung im Wurzelkanal sind z.B. die Anwesenheit von Sealer- und Guttapercharesten [Serafino et al. 2004] und der hohe C-Faktor im Wurzelkanal [Tay et al. 2005], welcher zu einer hohen Beanspruchung des Haftverbundes während der Polymerisationsschrumpfung führt, was wiederum zu einer Lösung der Haftung zwischen Wurzelkanaldentin, Befestigungsmaterial und Wurzelstift führen kann [Bouillaguet et al. 2003].

In einer Literaturübersicht zur Befestigung von Faserstiften von Monticelli *et al.* wird beschrieben, dass die Etch-and-rinse-Technik in Kombination mit einem dualhärtenden Adhäsivsystem und Befestigungsmaterial die günstigsten Ergebnisse für die Befestigung von Faserstiften liefert [Monticelli et al. 2008].

Sterzenbach *et al.* verglichen in einer kürzlich publizierten Studie die Etch-and-rinse-Systeme DentinBond/DentinBuild [Komet, Lemgo, Deutschland] und XP Bond + SCA/CoreX Flow (Dentsply, Konstanz, Deutschland) mit den selbstadhäsiven Zementen RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und SmartCem2 (Dentsply) und einem selbstätzenden Adhäsiv-/Befestigungssystem ED-Primer/Panavia F 2.0 (Kuraray Europa, Frankfurt am Main, Deutschland). Die höchsten Haftwerte erzielten die beiden selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien und das Etch-and-rinse-System XP Bond + SCA/CoreX Flow [Sterzenbach et al. 2012b].

Nachteilig für die Nutzung von Etch-and-rinse-Systemen im Wurzelkanal ist die erhöhte Techniksensitivität. Die eingeschränkte Sicht sowie Reste von Wasser im Wurzelkanal können die Haftung beeinflussen [Bouillaguet et al. 2003, Serafino et al. 2004, Tay et al. 1995].

Die zweite Möglichkeit der Faserstiftverankerung im Wurzelkanal bieten die selbststützenden Adhäsivsysteme. Die Nutzung dieser Systeme scheint aufgrund ihrer verminderten Anzahl an Anwendungsschritten und der damit verbundenen kurzen Applikationszeit von Vorteil zu sein [Van Meerbeek et al. 2003].

Bitter *et al.* zeigten, dass das selbststützende System AdheSE DC + MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bei der Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal bessere Haftwerte als die verwendeten Etch-and-rinse- und selbstadhäsiven Systeme aufwies [Bitter et al. 2013].

Radovic *et al.* zeigten hierzu gegenteilige Ergebnisse, indem Sie in einer Studie die Haftung von Faserstiften in Kombination mit den drei unterschiedlichen Adhäsivstrategien Etch-and-rinse, selbststützend und selbstadhäsiv verglichen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das selbststützende Material Panavia F 2.0/ED Primer weniger günstig für die Befestigung am Wurzelkanaldentin ist. Es zeigte geringere Haftwerte am Wurzelkanaldentin als die untersuchten Etch-and-rinse- und selbstadhäsiven Systeme [Radovic et al. 2008a]. Dieses Ergebnis wurde auch von der bereits oben erwähnten Studie bestätigt [Sterzenbach et al. 2012b]. Die unterschiedlichen Ergebnisse der genannten Studien können durch die verschiedenen selbststützenden Adhäsivsysteme, die verwendet wurden, bedingt sein [Pashley und Tay 2001, Tay und Pashley 2001].

Aus weiteren Studien geht hervor, dass die Etch-and-rinse-Systeme den vereinfachten selbststützenden Befestigungsmaterialien hinsichtlich des Randschlusses überlegen zu sein scheinen [Breschi et al. 2008, Mannocci et al. 2001], dies spiegelt sich auch in der Haftkraft wider [Inoue et al. 2001b]. Selbststützende Adhäsivsysteme sind nicht in der Lage, die Schmierschicht vollständig zu entfernen, und weisen daher verminderte Haftwerte auf [Inoue et al. 2001a, Koibuchi et al. 2001].

Eine weitere Möglichkeit, eine Haftung zum Zahn herzustellen, sind selbstadhäsive Zemente. Selbstadhäsive Zemente enthalten saure Monomere, die im ersten Schritt die Zahnhartsubstanz konditionieren und anschließend in einer Säure-Base-Reaktion mit den enthaltenen Füllkörpern reagieren. Bei der Haftung zum Dentin scheint die chemische Interaktion vom selbstadhäsivem Zement und dem Hydroxylapatit entscheidend zu sein, denn selbstadhäsives Befestigungsmaterial weist dünnere Hybridschichten und eine geringere Tubulipenetration als herkömmliche

Befestigungssysteme auf [Bitter et al. 2009b, Bitter et al. 2011]. Dass selbstadhäsive Befestigungsmaterialien im Wurzelkanal höhere Haftwerte als selbststützende Adhäsivsysteme aufweisen, wird in mehreren Studien dargestellt [Bitter et al. 2006a, Bitter et al. 2009b, Radovic et al. 2008a, Sterzenbach et al. 2012b]. Hierfür wird u.a. die geringe Schrumpfung bei der Polymerisation der selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien im Wurzelkanal verantwortlich gemacht [Sarkis-Onofre et al. 2014].

Etch-und-rinse-Systeme und selbstadhäsive Befestigungssysteme zeigen in mehreren Studien ähnlich gute Ergebnisse, sodass beide Systeme für die Befestigung im Wurzelkanal genutzt werden können [Bitter et al. 2006b, Hikita et al. 2007, Radovic et al. 2008a, Radovic et al. 2008b, Sterzenbach et al. 2012b].

3.1.5 Einfluss der Lichthärtung auf die Befestigung von Faserstiften

Die Auswahl des richtigen Härtingsmodus für die Befestigung im Wurzelkanal ist relevant, um einen guten Haftverbund der ausgewählten Materialien zum Wurzelkanalentin herzustellen, da die Polymerisationsschrumpfung im Wurzelkanal bereits durch den hohen C-Faktor mit erhöht ist [Bouillaguet et al. 2003] und durch den Härtingsmodus noch verstärkt werden kann.

Die Härtingsmodi der Befestigungsmaterialien können in drei Kategorien unterteilt werden [Ceballos et al. 2007]:

- (1) Chemisch härtend – Die Nutzung dieser Befestigungsmaterialien garantiert eine durchgehende Polymerisation ohne Einfluss der Stiftbetttiefe. Diese Art der Polymerisation zeigt jedoch eine schlechte Handhabung in Hinblick auf die nicht vorhandene Kontrolle der Abbindereaktion [Ceballos et al. 2007].
- (2) Lichthärtende Zemente – Sie erlauben die Verarbeitung des Materials und die Kontrolle der Stiftsetzung in einer ausreichenden Zeit [Yoldas und Alacam 2005]. Allerdings wurde bei der Nutzung von lichthärtenden Materialien im Wurzelkanal eine Reduzierung der Zementhärte in weiter apikal liegenden Bereichen festgestellt [Roberts et al. 2004, Yoldas und Alacam 2005]. Die Lichtintensität wird drastisch reduziert, wenn Licht durch eine 7 mm dicke Kompositschicht dringt [Hikita et al. 2007]. Goracci *et al.* zeigten, dass die

Menge des ankommenden Lichtes zum apikalen Ende von Faserstiften abnimmt. Dies schränkt die Härtung des Befestigungsmaterials über Licht im apikalen Bereich des Faserstiftes stark ein. Hierbei spielen u.a. die Variabilität im Durchmesser, die Faserstruktur und die unterschiedliche Lichtbrechung zwischen Faser und Matrix der Faserstifte eine Rolle [Goracci et al. 2008].

- (3) Dual-härtend – Diese Materialien sollen die Vorteile von chemisch härtenden und lichthärtenden Materialien kombinieren. Eine Lichthärtung dieser Materialien wird empfohlen, da es zu unzureichenden Konversionsgraden in Abwesenheit von Licht kommen kann [Braga et al. 2002].

3.2 Verwendung von Spüllösungen vor der Stiftsetzung

Die Reinigung des Stiftbettes vor der Zementierung des Wurzelstiftes ist von entscheidender Bedeutung für die Etablierung eines adhäsiven Verbundes [Boone et al. 2001]. Es sollten möglichst alle verbliebenen Guttapercha- und Sealerreste sowie die Schmierschicht aus dem Stiftbett entfernt werden, um die Haftung zum Wurzelkanalentin zu erhöhen [Perdigao et al. 2007, Serafino et al. 2004]. Zudem wird diskutiert, dass Matrixmetalloproteinasen (MMPs) eine Rolle bei der Degradation der adhäsiven Verbundschicht spielen [Mazzoni et al. 2007, Nishitani et al. 2006b, Pashley et al. 2004]. Ihre Inaktivierung kann u.a. durch Spülungen mit Chlorhexidin (CHX) erreicht werden [Breschi et al. 2010, Pashley et al. 2004]. Auch Alkohole scheinen MMPs inaktivieren zu können [Tezvergil-Mutluay et al. 2011].

Spülungen des Wurzelkanals sind integraler Bestandteil der biomechanischen Behandlungsphase, sie sind Hilfsmittel für die Kanaldesinfektion, denn sie unterstützen bei der Entfernung von Geweberückständen und Bakterien [Martin 1976].

In den folgenden Kapiteln werden die Spüllösungen Natriumhypochlorit, Chlorhexidin und Ethanol sowie deren Nutzung im Wurzelkanal und ihre Wirkungen beschrieben.

3.2.1 Natriumhypochlorit und Ultraschall

Natriumhypochlorit (NaOCl) wird in der Zahnmedizin standardmäßig als endodontische Spüllösung verwendet. NaOCl zeigt eine gute antimikrobielle Wirkung bei geringer Toxizität. Zudem besitzt es die Fähigkeit, nekrotisches Gewebe [Austin und Taylor 1918], aber auch vitales Gewebe aufzulösen [Andersen et al. 1992, Naenni et al. 2004]. Des Weiteren ist NaOCl in der Lage Endotoxine, die sogenannten Lipopolysaccharide (LPS), aufzulösen [Buttler und Crawford 1982]. Generell steigt die gewebeauflösende Wirkung von NaOCl mit Zunahme der Applikationsmenge, der Applikationsdauer sowie der verwendeten Konzentration der Lösung [Hand et al. 1978]. Die Reinigungswirkung von NaOCl wurde in mehreren Studien bestätigt [Ahmad et al. 1987, Huth et al. 2009], auch wenn diese zum apikalen Drittel des Wurzelkanals abzunehmen scheint [Gu et al. 2009].

Einige Untersuchungen weisen auf eine Reduktion der Haftwerte nach der Nutzung von NaOCl hin [Ozturk und Özer 2004, Santos et al. 2006], in anderen Studien konnte hingegen eine Erhöhung der Haftwerte durch die Nutzung von NaOCl festgestellt werden [Bitter et al. 2012a, Varela et al. 2003, Zhang et al. 2008].

In verschiedenen Studiendesigns wurde die Effektivität von NaOCl in Kombination mit Ultraschall auf die Reinigungswirkung im Wurzelkanal, die Entfernung von Bakterien und den Haftverbund von Faserstiften dargestellt.

Eine Studie untersuchte die Effektivität von Ultraschall mit und ohne bakterizide Agenzien bei der Elimination von Bakterien im Wurzelkanal [Martin 1976]. Die Nutzung von Ultraschall allein führte zu einer Reduzierung der Mikroorganismen (*Staph. Aureus*, *E. coli*, *Str. faecalis* und *Str. mitis*). In Kombination mit einem bakteriziden Agens wie NaOCl verstärkte sich dieser Effekt. Der Autor erklärt sich den positiven Effekt anhand der chemischen und physikalischen Wirkungen von Ultraschall, die auf den dissoziierenden Effekten, der Aktivierung von Radikalen, der Oxidation und der Kavitation (Formation von winzigen Hohlräumen durch den Druck der Ultraschallwellen) beruhen. Hinzu kommt, dass Zellen in einer Suspension anfälliger für physikalisch-chemische Wirkungen sind. Die Ultraschallnutzung in Kombination mit einem bakteriziden Agens wie NaOCl schafft diese Umgebung [Martin 1976].

Den Einfluss verschiedener Spülprotokolle auf die Haftwerte von Faserstiften untersuchten Bitter *et al.* Die Nutzung von NaOCl und Ultraschallaktivierung führte zu

einer homogenen Hybridschichtformation mit einer erhöhten Penetration des Befestigungsmaterials in die Dentintubuli [Bitter et al. 2013].

Eine Kombination von Natriumhypochlorit und Ultraschall scheint generell gute Ergebnisse sowohl für die Reinigung des Wurzelkanals als auch für den Haftverbund im Wurzelkanal zu liefern und wird daher in dieser Studie als Kontrollgruppe verwendet.

3.2.2 Chlorhexidin

De Munck *et al.* beschrieben die Anfälligkeit von aktuell verwendeten Dentinadhäsiven zur Wasseraufnahme, Polymerquellung und Auswaschung der Zementfuge zwischen Komposit und Dentin u.a. durch suboptimale Hybridisierung des Kollagennetzwerks [De Munck et al. 2003]. Es wird diskutiert, dass neben den genannten Faktoren intrinsische Faktoren wie die sogenannten Matrixmetalloproteinasen (MMPs) am Versagen der Hybridschicht beteiligt sind. Sie bauen über ihre enzymatische Aktivität die exponierten Kollagen-Typ-I-Fibrillen durch die Aktivierung endogener kollagenolytischer Faktoren innerhalb der organischen Matrix des Dentins ab [Mazzoni et al. 2006, Nishitani et al. 2006b, Pashley et al. 2004]. Zu den Matrixmetalloproteinasen zählen eine Reihe von Enzymen, im menschlichen Körper wurden bisher 23 MMPs identifiziert [Visse und Nagase 2003]. Die im Dentin vorhandenen MMPs sind MMP-2 (Gelatinase A), MMP-3 (Stromelysin), MMP-8 (Kollagenase), MMP-9 (Gelatinase B) und MMP-20 (Enamelysin) [Mazzoni et al. 2007, Sulkala et al. 2002, Tjäderhane et al. 1998]. Ein niedriger pH-Wert kann die MMPs im Dentin aktivieren und zu einem autolytischen Prozess führen, der die Hybridschicht beeinflusst [Breschi et al. 2010, Tjäderhane et al. 1998].

CHX gehört zu den Komplexbildnern (Chelatoren), es wird in Konzentrationen von 0,2 bis 2 % u.a. als endodontische Spüllösung verwendet. CHX ist in der Lage, MMPs zu inaktivieren [Breschi et al. 2010, Liu et al. 2011]. Als MMP-Inhibitor hält es die Degradation der Hybridschicht durch MMPs auf und verhindert eine Retentionsminderung des Verbundes von Dentin und Befestigungsmaterial [De Munck et al. 2009]. Es wird angenommen, dass eine Inhibierung der MMPs auf den Zink-Kationen Besitz von CHX zurückzuführen ist [Gendron et al. 1999]. Breschi *et*

al. erstellten Zymogramme von Proteinauszügen aus humanem Dentinpuder, die mit Adper Scotchbond 1XT (3M ESPE) auf mit oder ohne 0,2 – 2 % CHX behandeltem Dentin inkubiert wurden. Die Mikrozugfestigkeit und das Auftreten von Nanoleakage wurden direkt und nach zwei Jahren der Lagerung in künstlichem Speichel gemessen. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass 0,2 % und 2 % CHX auf säuregeätztem Dentin die Haftstärke des Verbundes von Zement und Dentin über zwei Jahre bewahren konnte. Die CHX-Proben zeigten eine höhere Haftstärke und eine bessere Qualität der Hybridschicht mit weniger Nanorissen als die Kontrollgruppen. Es wird geschlussfolgert, dass hinter der zeitabhängigen Destruktion der Hybridschicht MMPs stehen und Chlorhexidin in der Lage ist, diese Destruktion aufzuhalten und die Langlebigkeit des Haftverbundes zu erhöhen [Breschi et al. 2010].

In einer weiteren Studie von Hebling *et al.* wurde festgestellt, dass die wahrscheinlich durch den Bondingprozess mit Etch-and-rinse-Adhäsiven ausgelöste Degradation von Kollagen durch die Applikation von CHX auf das demineralisierte Dentin die Integrität der Kollagenfasern für sechs Monate bewahren konnte [Hebling et al. 2005].

Sadek *et al.* stellten in ihrer Untersuchung zur Langzeiteffektivität von Chlorhexidin fest, dass mit der kontinuierlichen Freisetzung von CHX aus den mit Adhäsiv infiltrierten Hybridschichten die Konzentration des gebundenen CHX zwischen neun und achtzehn Monaten abnahm, was zu einer Verminderung der MMP-Inhibition und damit zur Hybridschichtauflösung führte [Sadek et al. 2010].

Weitere Eigenschaften von CHX sind eine gute antimikrobielle Wirkung in Konzentrationen von 0,2 bis 2 % und eine gute Bioverträglichkeit [Wennberg 1980], eine hohe Substantivität [White et al. 1999] und eine gute Wirkung gegenüber grampositiven und gramnegativen Keimen [Emilson 1977].

Aufgrund der positiven Ergebnisse der Verwendung von CHX hauptsächlich zur Inhibierung der MMPs und damit zur Verbesserung der Langlebigkeit des Haftverbundkomplexes scheint sich dieses Spülprotokoll zur Anwendung als finale Spülung vor der Stiftsetzung zu eignen [Cecchin et al. 2011a, Cecchin et al. 2011b, Cecchin et al. 2014] und wurde daher in der vorliegenden Studie verwendet.

3.2.3 Ethanol

Dentale Adhäsive sind eine Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren, welche die Haftung zwischen dem hydrophilen Dentin und dem restaurativem Material, welches hydrophob ist, vermitteln [Breschi et al. 2008, Tay und Pashley 2003]. Die Nutzung von hydrophoben Adhäsivsystemen zeigt eine höhere Stabilität und eine verbesserte Langlebigkeit im Vergleich mit hydrophilen Materialien [Tay et al. 2007], da sie weniger Wasser absorbieren und weniger stark plastifizieren [Ito et al. 2005]. Die hydrophoben Dimethacrylate, die ein starkes Polymernetzwerk durch quervernetzte Ketten bilden, besitzen jedoch nur eine sehr geringe Löslichkeit in Wasser [Nishitani et al. 2006a]. Dieser Umstand ist für die Nutzung im Wurzelkanal problematisch, denn eine Feuchtigkeitskontrolle im Wurzelkanal ist nur eingeschränkt möglich [Mjör et al. 2001], u.a. auch durch das intrinsische Wasser der Dentinmatrix.

Dieses Problem könnte durch die Verdrängung von Wasser durch die Applikation von Ethanol vermieden werden, die Matrix würde hydrophober und damit für hydrophobe Adhäsivsysteme besser benetzbar werden, zusätzlich könnte durch die niedrige Oberflächenspannung von Ethanol eine gute Diffusion in Seitenkanäle und andere schwer erreichbare Variationen im Wurzelkanal erreicht werden. Zusätzlich würde durch die Entfernung des Wassers aus dem Dentin das Medium für die Aktivierung der Matrixmetalloproteinasen (MMPs) fehlen [Chaussain-Miller et al. 2006, Sulkala et al. 2002], die für die Degradation der Verbundschicht mitverantwortlich sind [Breschi et al. 2008, Sano 2006]. Des Weiteren scheinen Alkohole MMPs inaktivieren zu können, was durch die Bildung einer kovalenten Bindung zwischen dem katalytischen Zinkatom des Enzyms und dem Sauerstoffatom der Hydroxylgruppe des Alkohols erklärt werden könnte [Tezvergil-Mutluay et al. 2011].

Aus diesen Gründen wurde die Wet-bonding-Technik mit Ethanol eingeführt. Die ursprüngliche Wet-bonding-Technik mit Wasser beruht auf der Überlegung, dass auf eine übermäßige Trocknung der Dentinoberfläche während der Adhäsivtechnik, durch allenfalls mäßige Nutzung der Multifunktionsdüse, verzichtet und ein Kollaps des Kollagennetzwerks verhindert wird [Pashley et al. 1993]. Ein Kollaps des Kollagennetzwerks hätte zur Folge, dass die Penetration des Adhäsivsystems in dieses Netzwerk erschwert wird [Pashley et al. 1993]. Die Wet-bonding-Technik hat

den Vorteil, dass die Herstellung eines feuchten Milieus auf der Dentinoberfläche die Wasserstoffbindungen zwischen den Peptiden aufgrund des hohen H₀y Löslichkeitsparameters für Wasserstoffbindungen aufbricht. Dies erlaubt es der Matrix sich vollständig auszudehnen und damit relativ weite interfibrilläre Räume zu erhalten. Diese Räume ermöglichen eine maximale Monomeraufnahme während der Infiltration mit dem Adhäsiv- und Bondingsystem [Pashley et al. 2007].

Bei der Ethanol-wet-bonding-Technik wird Wasser in den inter- und intrafibrillären Räumen des Dentins durch jeweils 30-sekündige Spülungen mit aufsteigenden Konzentrationen von 50%igem, 70%igem, 80%igem, 95%igem und 100%igem Ethanol verdrängt [Sadek et al. 2010, Sadek et al. 2008]. Diese Prozedur wird insgesamt drei Mal wiederholt [Sadek et al. 2008]. Das Ziel hierbei ist, die interfibrillären Räume und Dentintubuli anschließend vollständig mit hydrophoben Adhäsiven aufzufüllen [Nishitani et al. 2006a, Pashley et al. 2007, Sadek et al. 2008, Tay et al. 2007]. Für die Verbesserung der Langlebigkeit der Verbindung zwischen Befestigungsmaterial und Dentin scheint demnach die vollständige Entfernung des losen und gebundenen Wassers innerhalb des Kollagennetzwerkes von Bedeutung zu sein [Liu et al. 2011].

Pashley *et al.* wiesen in einer Literaturübersicht auf eine positive Wirkung auf den Haftverbund bei der Verwendung von Ethanol-wet-bonding mit hydrophoben Adhäsivsystemen hin, die auf die Verdrängung des Wassers und die bessere Verteilung der Monomere in der Dentinmatrix zurückzuführen sind [Pashley et al. 2007].

Sauro *et al.* zeigten mit Hilfe des konofokalen Laser-Scanning-Mikroskops (CLSM), dass die Ethanol-wet-bonding-Technik eine geringere Mikropermeabilität der Verbundschicht als Wet-bonding mit Wasser aufweist. Dies scheint auf die bessere Infiltration der Monomere bei Nutzung der Ethanol-wet-bonding-Technik zurückzuführen zu sein [Sauro et al. 2009].

Die o.g. Studien beziehen sich auf die Verwendung der Ethanol-wet-bonding-Technik am koronalen Dentin. Über die Nutzung dieser Technik zur Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal ist die Studienlage jedoch spärlich.

Carvalho *et al.* beschäftigten sich mit der Verwendung von Ethanol als Vorbehandlung zur Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal. Sie sind der Meinung, dass die Ethanol-wet-bonding-Technik die klinische Anwendung im Wurzelkanal wegen der zusätzlichen Arbeitsschritte und der erschwerten Applikation

kompliziere [Carvalho et al. 2009]. Die kompliziertere Anwendung dieser Technik beruht auf den aufeinander folgenden Spülungen mit aufsteigenden Konzentrationen von Ethanol und der Applikation hydrophober Adhäsivsysteme [Sadek et al. 2010, Sadek et al. 2008]. Daher verwendeten sie statt der bisher genutzten experimentellen Adhäsivsysteme [Pashley et al. 2007] kommerziell erhältliche Etch-and-rinse-Systeme: All Bond 2 (Bisco Inc., Itasca, IL, USA) und One Step Plus (Bisco Inc.) [Carvalho et al. 2009]. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass die einfache Verwendung von 99,6%igem Ethanol im Wurzelkanal über eine Wirkdauer von einer Minute in der Lage ist, die Haftwerte für Ethanol-basierte Etch-and-rinse-Systeme zu erhöhen [Carvalho et al. 2009].

Cecchin *et al.* nutzen ebenfalls Ethanol zur Vorbehandlung von Wurzelkanälen vor der Stiftsetzung. Ähnlich wie Carvalho *et al.* verwendeten sie jedoch nicht die Ethanol-wet-bonding-Technik sondern setzten Ethanol als einfache Spüllösung ein. Sie beließen 100%iges Ethanol über eine Minute im Wurzelkanal und verglichen nach der Stiftsetzung die Haftkraft mit Proben, in denen nur physiologische Natriumchlorid-Lösung (NaCl) zur Reinigung des Wurzelkanals verwendet wurde [Cecchin et al. 2011a, Cecchin et al. 2014]. Als Adhäsivsystem diente das selbstätzende Clearfil SE Bond (Kuraray) [Cecchin et al. 2011a] bzw. das Etch-and-rinse-System Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE) [Cecchin et al. 2014]. Beide Studien zeigten, dass eine Vorbehandlung von Wurzelkanälen mit Ethanol als Spüllösung vor der Stiftsetzung die Haftwerte über einen Lagerungszeitraum der Proben von zwölf Monaten, bzw. nach thermozyklischer Wechsellast für 250.000 Zyklen erhalten kann [Cecchin et al. 2011a, Cecchin et al. 2014].

Demgegenüber steht eine andere Studie von Cecchin *et al.* ,bei der die Nutzung von 100%igem Ethanol als Spüllösung in Wurzelkanälen im Vergleich mit NaCl und CHX getestet wurde. Als Adhäsivsystem wurde Adper Scotchbond Multi-Purpose genutzt. Es zeigte sich eine Abnahme der Haftwerte nach zwölf Monaten der Wasserlagerung bei der Nutzung von Ethanol alleine oder in Kombination mit CHX, verglichen mit den initialen Gruppen, die 24 Stunden nach Probenherstellung überprüft wurden [Cecchin et al. 2011b]. Dieses Ergebnis führen die Autoren auf die schnellere Verdunstung von Ethanol im Vergleich mit Wasser zurück. Dies ist durch den höheren Dampfdruck von Ethanol (58,7 hPa bei 20 °C) verglichen mit Wasser (23,37 hPa) zu erklären. Eine Spülzeit von 60 s für Ethanol scheint demnach nicht ausreichend für den vollständigen Austausch des Wassers im säuregeätzten intertubulären Dentin und

den Dentintubuli, sodass Reste von Wasser im Dentin verbleiben und die Benetzung mit dem hydrophoben Adhäsiv erschweren [Cecchin et al. 2011b].

In der vorliegenden Untersuchung sollte herausgestellt werden, ob die größtenteils vielversprechenden Ergebnisse in Bezug auf die Haftkraft von Faserstiften im Wurzelkanal mit vorhergehender Ethanolspülung auch für die Verwendung eines Etch-and-rinse-Systems mit einem ethanolbasierten Lösungsmittel und für ein selbstadhäsives Befestigungsmaterial erzielt werden können.

3.3 Push-out-Tests

Der Push-out-Test ist eine Möglichkeit, die Haftkraft zwischen Faserverbundwerkstoffen zu testen. Das Prinzip des Push-out-Tests beruht auf einer Krafteinwirkung in axialer Richtung, wodurch es zu einer Scherbelastung an der Grenzfläche von Zahn und Befestigungsmaterial bzw. dem Wurzelstift und dem Befestigungsmaterial kommt [Van Meerbeek et al. 2003]. Diese Belastung führt in der Folge zum Retentionsverlust der getesteten Probe. Es werden sehr dünne Proben verwendet [Bechel und Sottos 1998]. Dies erlaubt es, zwischen regionalen Unterschieden im Zahn zu differenzieren [Goracci et al. 2004]. Wichtig ist, dass der Prüfstempel für die Anbringung der Kraft einen geringeren Durchmesser als die Probe hat [Kalinka et al. 1997] und dass die Probe zentriert zum Prüfstempel ausgerichtet wird, um eine ideale Kraftverteilung zu erhalten [Drummond et al. 1996].

4 Ziel der Arbeit und Arbeitshypothese

Aktuell publizierte Daten zeigten zum Teil widersprüchliche Ergebnisse über den Einfluss unterschiedlicher Spülprotokolle auf die Haftung von Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen für die Befestigung von faserverstärkten Wurzelstiften. Studien über den Einfluss von Spüllösungen auf selbstadhäsive Zemente existieren hingegen kaum.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, den Einfluss von Ethanol- und CHX-basierten Spülprotokollen im Vergleich zu einer Spülung mit NaOCl/Ultraschall auf den Haftverbund zwischen Wurzeldentin, Befestigungskomposit (Etch-and-rinse-Adhäsivsystem vs. selbstadhäsiv) und Wurzelkanalstift zu untersuchen. Hierzu wurden die Stift- und Befestigungssysteme XPost/XP Bond/SCA/CoreX Flow (Dentsply, Konstanz, Deutschland) und RelyX Fiber Post/RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verwendet. Die Haftkraft wurde unter Berücksichtigung der Lokalisation der Probe mit dem Push-out-Test nach sieben Tagen bzw. thermozyklischer Wechsellast und einer Lagerung von sechs Monaten gemessen.

Die Nullhypothesen lauteten:

1. Die unterschiedlichen Spüllösungen haben keinen Einfluss auf die Haftwerte.
2. Die Wahl des Befestigungsmaterials ist unerheblich für den gemessenen Haftverbund.
3. Thermocycling und die Lagerung beeinflussen die Retention der Wurzelstifte nicht.
4. Die Kombination/Interaktion der o.g. Parameter (Spülprotokoll & Befestigungsmaterial; Spülprotokoll & Lagerung; Befestigungsmaterial & Lagerung; Spülprotokoll & Befestigungsmaterial & Lagerung) haben keinen Einfluss auf die Retention der Stifte.

5 Material und Methode

5.1 Materialien

5.1.1 Stiftsysteme

Der XPost der Firma Dentsply ist ein Quarzfaserstift (**Tab. 1**) für den direkten adhäsiven Stift-Stumpf-Aufbau. Die Biegefestigkeit beträgt 1600 MPa. Der Stift setzt sich zu 60 % aus mit Zirkonium angereicherten Glasfasern und zu 40 % aus einer Epoxidharz-Matrix zusammen. Er ist in vier Größen erhältlich [Dentsply 2011].

Das Vorbohrersystem besteht aus dem Maillefer Largo Peeso Reamer und dem zum Stift gehörigen Maillefer Precision Drill. Dies ist über eine Farbmarkierung am Faserstift gekennzeichnet (**Abb.1**).

Der in dieser Studie verwendete Stift hat die Größe Nr. 4 (grüne Farbmarkierung, s. **Abb.1**). Er weist einen Spitzendurchmesser von 1,00 mm und einen Kopfdurchmesser von 1,83 mm auf [Dentsply 2011]. Die Konizität des Stiftes beträgt 8,3 %. Die Berechnung der Konizität erfolgte mit folgender Formel: $(D - d) / 2 \times L$.

D = koronaler Durchmesser, d = apikaler Durchmesser, L = Gesamtlänge des Stiftes.



Abb.1 Das XPost Stiftsystem. Abbildung entnommen aus http://depedental.mainshopsystem.de/index.php/fuellungsmaterial-parapulpaere-stifte-wurzelstifte-c-16_37; entnommen am 16.03.2015.

Der RelyX Fiber Post der Firma 3M ESPE (**Abb. 2**) besteht aus einer Epoxidharz-Basis und gleichmäßig verteilten Glasfasern (**Tab. 1**). Eine mikroporöse Oberfläche soll eine zusätzliche Haftverbesserung durch mikroretentive Effekte bewirken. Der Stift ist in drei Größen erhältlich.

Das Vorbohrersystem besteht aus einem Universalbohrer und einem zur Stiftgröße passenden Formbohrer, der die gleiche Farbmarkierung wie der einzusetzende Stift aufweist (**Abb. 2**). Die Form des Wurzelkanalstiftes ist im koronalen Bereich zylindrisch und im apikalen Bereich konisch gestaltet. Dies soll eine substanzschonende Aufbereitung ermöglichen [ESPE 2006].

Der in der Studie verwendete Stift hat die Größe 2 (rote Farbmarkierung, s. **Abb. 2**) und besitzt einen apikalen Durchmesser von 0,80 mm und einen koronalen Durchmesser von 1,60 mm, die Konizität beträgt 8 % [ESPE 2006].



Abb. 2 Das RelyX Fiber Post System inkl. RelyX Unicem 2.

Abbildung entnommen aus <http://www.dentalaegis.com/media/7603/>; entnommen am 29.09.2015.

Tab. 1 Zusammensetzung der verwendeten Wurzelstifte

Produktname	Hersteller	Zusammensetzung
XPost Size 4	Dentsply, Konstanz, Deutschland	Glasfasern Zirkoniumfüller Epoxidharz
RelyX Fiber Post Size 2	3M ESPE, Seefeld, Deutschland	Glasfasern Zirkoniumfüller Epoxidharz

5.1.2 Befestigungsmaterialien

CoreX Flow ist ein dualhärtendes Kompositmaterial mit einem Fülleranteil von 70 Gew.-% (**Tab. 2**). Es ist sowohl für die Stifzementierung, als auch für den Stiftstumpfaufbau geeignet. Es sind Elongationstips für die Einbringung von CoreX Flow in den Wurzelkanal verfügbar. Vor der Anwendung muss eine Konditionierung des Dentins und Schmelzes erfolgen. Hierfür wird vom Hersteller eine 36%ige Phosphorsäure (Detrey Conditioner 36), XP Bond und der Self-Cure Activator (SCA) (Dentsply) empfohlen (**Tab. 2** und **Abb. 3**).

Das dualhärtende, selbstadhäsive Befestigungsmaterial RelyX Unicem 2 von 3M Espe benötigt keine Konditionierung des Dentins. In diesem Material sind die Glasionomer-, die Adhäsiv- und die Komposit-Zement-Technologie vereint. (Zusammensetzung s. **Tab. 2**) Die Applikation kann über einen Elongationstip in den Wurzelkanal erfolgen. Die Haftmonomere reagieren mit Dentin und Schmelz in einer Säure-Basen-Reaktion, wobei ein dreidimensionales Netzwerk entsteht. Das Material reagiert von sauer und hydrophil zu neutral und hydrophob, was den Zement resistenter gegen Wasseraufnahme machen und damit zu einer höheren Langzeitstabilität führen soll [ESPE 2013].



Abb. 3 XPost, CoreX Flow und Konditionierungssystem. Abbildung entnommen aus <http://www.postandcorekit.com/post-and-core-system>; entnommen am 16.03.2015.

Tab. 2 Zusammensetzung der verwendeten Befestigungsmaterialien; Quellen: 3M ESPE, Dentsply

Produktname	Hersteller	Zusammensetzung
RelyX Unicem 2	3M Espe	Alkalische und silanisierte Füller, Initiator-Komponenten, Pigmente, Methacrylat-Monomere mit Phosphorsäuregruppen modifiziert, Methacrylat-Monomere, Stabilisatoren
CoreX Flow	Dentsply	Urethan-Dimethacrylat, di- & trifunktionelle Methacrylate, Barium-Boron-Fluoroaluminiumsilikatglas, Kampherchinon, Fotoakzeleratoren, Silizium-Dioxid, Benzoyl-Peroxid
De Trey Conditioner	Dentsply	Phosphorsäure, hochdisperses Siliziumoxid, Benetzer, Pigmente, Wasser

XP Bond	Dentsply	Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz (PENTA), Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat (TCB), 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA), Urethan-Dimethacrylat (UDMA), t-Butanol, Butyliertes Benzendiol, Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat, Kampferchinon, funktionalisiertes amorphes Siliziumdioxid
Self-Cure Activator	Dentsply	Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Urethan-Dimethacrylat (UDMA), Katalysator, aromatisches Natriumsulfinat, Photoinitiatoren, Stabilisatoren, Aceton, Wasser

5.1.3 Spüllösungen

Natriumhypochlorit 1 % (Hedinger, Stuttgart, Deutschland):

100 ml enthalten:

Natriumhypochloritlösung: 12,5 % Chlor Deutscher Arzneimittel Codex (DAC) ca. 10 g, gereinigtes Wasser: Pharmacopoea Europaea (Ph. Eur.)

Gehalt an aktivem Chlor: 0,9 – 1,1 %

Chlorhexidindigluconatlösung 2 % (Apotheke, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland):

100 g enthalten:

10 g 20 % Chlorhexidindigluconatlösung, Wasser für Injektionszwecke

Ethanol 99 % (eigene Herstellung)

100 ml enthalten:

99 ml 100 % Ethanol, Aqua dest.

NaCl 0,9 % (eigene Herstellung)

100ml enthalten:

0,9 g NaCl, Aqua dest.

5.1.4 Hilfsmaterialien

Clearfil Core New Bond (Kuraray Europa, Frankfurt am Main, Deutschland)

Clearfil Core ist ein selbsthärtendes Komposit, speziell für den Stumpfaufbau. Der Füllkörpergehalt liegt bei 78 Gew.-%. Zur Konditionierung sollte, laut Gebrauchsanweisung, Clearfil New Bond verwendet werden.

Clearfil New Bond (Kuraray Europa, Frankfurt am Main, Deutschland)

Clearfil New Bond ist ein selbsthärtender Haftvermittler für Zahnschmelz und Dentin auf der Grundlage der Total-etch-Technik. Dieser wird als Konditionierung für selbsthärtende Kompositmaterialien verwendet.

Technovit 4071 (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland)

Technovit 4071 ist ein kaltpolymerisierender Zweikomponenten-Kunststoff in Form von Pulver und Flüssigkeit auf der Basis von MMA. Er wurde für Schliff- und Materialeinbettung entwickelt.

2Seal (VDW, München, Deutschland)

Der Sealer 2Seal ist ein Zweikomponenten-Paste/Paste-System auf Epoxid-Harz-Basis zum dichten Verschluss einer Wurzelkanalfüllung in Kombination mit Guttaperchastiften.

5.2 Methode

5.2.1 Übersicht

Für die vorliegende In-vitro-Studie wurden 120 obere mittlere Schneidezähne auf zwei Gruppen aufgeteilt: Gruppe CX (XP Bond/Self-Cure Activator (SCA)/CoreX Flow; n = 60) sowie Gruppe RX (RelyX Unicem; n = 60). Die Kronen wurden dekapitiert und die Zähne wurzelkanalbehandelt. Es folgten eine Wurzelkanalfüllung und die Präparation der Stiftbettkavität. Anschließend erfolgte eine weitere Unterteilung in Gruppen à 20 Proben. Alle Wurzelkanäle wurden mit NaOCl 1 % unter passivem Ultraschalleinsatz und darauf folgend mit Aqua dest. gespült. Für die beiden Kontrollgruppen Kontrolle CX (n = 20) und Kontrolle RX (n = 20) erfolgte zunächst keine weitere Behandlung. In den Gruppen CHX CX (n = 20) und CHX RX (n = 20) folgte eine Spülung mit Chlorhexidin 2 % (CHX). Die Gruppen EtOH CX (n = 20) und EtOH RX (n = 20) erhielten eine Spülung mit 99%igem Ethanol (EtOH). Anschließend folgte die Applikation des Etch-and-rinse-Adhäsivsystems XP Bond/SCA und des Befestigungskomposits Core X Flow für den Wurzelstift X Post (CX) und des selbstadhäsiven Befestigungssystems RelyX Unicem für den Wurzelstift RelyX Fiber Post (RX). Die Proben der sechs Gruppen (1) Kontrolle RX, (2) Kontrolle CX, (3) CHX RX, (4) CHX CX, (5) EtOH RX und (6) EtOH CX wurden weiter aufgeteilt (n = 10) und initial nach sieben Tagen Lagerung mit Hilfe der Push-out-Methode ausgestoßen und analysiert (Gruppenname IN) oder einer thermozyklischen Wechsellast ausgesetzt und für sechs Monate gelagert und erst anschließend ausgestoßen und analysiert (Gruppenname TC; s. **Abb. 4.**)

5.2.2 Flussdiagramm Studiendesign

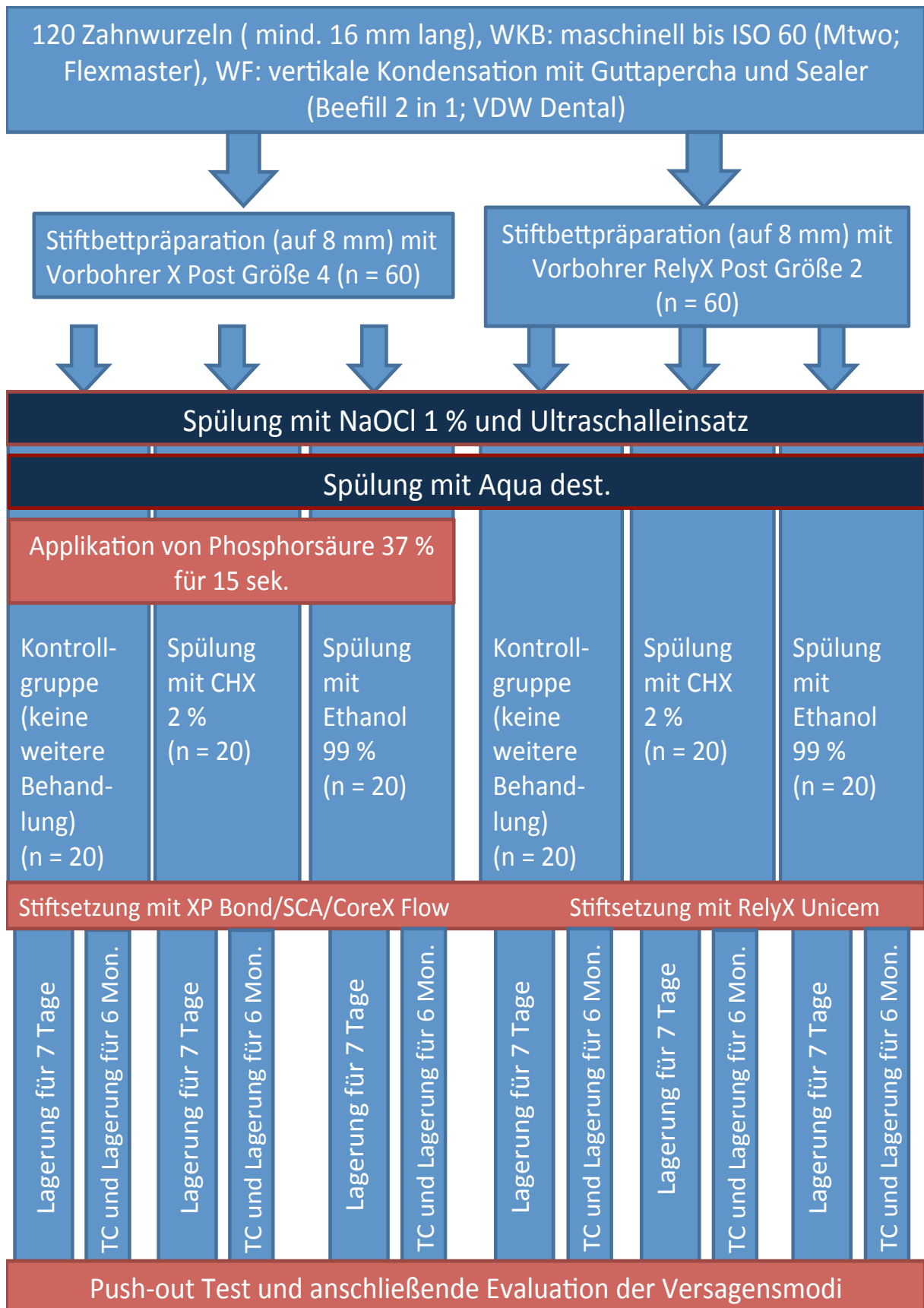


Abb. 4 Überblick über das Studiendesign

5.2.3 Vorbereitung der Zähne

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurden humane, mittlere Incisiven aus dem Oberkiefer nach folgenden Kriterien ausgewählt:

- Kariesfreiheit
- Keine Defekte an der Wurzel (z.B. Wurzelfüllungen, Resorptionen, Frakturen)
- Wurzellänge vom Apex bis zur Schmelz-Zement-Grenze beträgt mindestens 16 mm

Die Zähne wurden mit Ultraschall (Sirosonic; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) und Scaler (HuFriedy, Chicago, USA) gesäubert, durchnummeriert und bis zur weiteren Verarbeitung bei Zimmertemperatur in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung (Apotheke, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Deutschland) gelagert. Die Aufteilung der Proben in die Gruppen erfolgte nach dem Zufallsprinzip mit dem Programm „True Random Number Generator“ (<http://www.random.org>).

5.2.4 Aufbereitung und Wurzelfüllung

Unmittelbar vor Beginn der Probenherstellung wurden die Zähne an der Schmelz-Zement-Grenze mit einer diamantierten Trennscheibe (Komet, Lemgo, Deutschland) dekapitiert. Das Auffinden der Arbeitslänge erfolgte durch das Einführen eines Reamers der ISO-Größe 15 bis zum Foramen apikale. Mit einer Endo-M-Block-Messlehre (Dentsply) wurde die ermittelte Wurzelkanallänge abgemessen. Die Arbeitslänge wurde dann auf 1 mm vor dem anatomischen Apex festgelegt.

Zunächst wurden die Zähne nun mit Gates-Glidden-Bohrern der Größen vier bis eins in absteigender Reihenfolge koronal erweitert. Es folgte die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit X-Smart (Dentsply) und dem Mtwo-System (VDW) bis zur ISO-Größe 40. Reihenfolge: 10/.04, 15/.05, 20/.06, 25/.06, 30/.05, 35/.04, 40/.04, 40/.04.

Bis zur ISO-Größe 60 wurde anschließend die Aufbereitung mit dem Flex-Master-System (VDW) fortgesetzt; Reihenfolge: 45/.02, 50/.02, 60/.02.

Nach jedem Arbeitsschritt wurde der Kanal gründlich mit 5 ml 1%iger Natriumhypochloritlösung durch eine Endokanüle nach Dr. J. Buquet (Durchmesser 0,35 mm, Vedefar, Dilbeek, Belgien) gespült.

Nach Abschluss der Aufbereitung wurden die aufbereiteten Wurzelkanäle mit Papierspitzen (VDW) getrocknet und der Guttapercha-Masterpoint (VDW) angepasst. Die Wurzelfüllung erfolgte mit dem BeeFill2in1 (VDW) in der Downpack-Phase und dem Kunstharz-Sealer 2Seal (VDW) auf eine Länge der Wurzelfüllung von 8 mm. Für die Kondensation wurden die zum BeeFill gehörigen Plugger (VDW) verwendet. Überschüssiger Sealer und Guttapercha wurden direkt im Anschluss entfernt.

Die Proben lagerten anschließend für eine Woche in NaCl 0,9 %. Hierfür wurden die Wurzelkanäle koronal mit Cavit (3M ESPE) verschlossen.

5.2.5 Stiftbettpräparation

Das Cavit wurde mit einem Scaler und dem Einsatz von Ultraschall und Wasser entfernt. Die Zähne wurden in zwei Gruppen, RX und CX aufgeteilt (n = 60). Die Kanalaufbereitung für diese beiden Gruppen unterschied sich hinsichtlich der Nutzung verschiedener Vorbohrer. Der genaue Ablauf der Stiftbettpräparation wird in Kapitel 5.2.5.1 und 5.2.5.2 beschrieben

5.2.5.1 X Post (Gruppe CX)

Zunächst erfolgte die Aufbereitung des Wurzelkanallumens mit dem Maillefer Largo Peeso Reamer Nr.2, wodurch eventuell vorhandene Reste von Verunreinigungen durch Guttapercha, Sealer oder Cavit entfernt wurden. Mit dem Maillefer Precision Drill Nr. 4 wurde dann der Wurzelkanal auf eine Länge von 8 mm für den Wurzelstift vorbereitet. Hierbei wurde auf eine ausreichende Wasserkühlung geachtet. Eine Restwurzelfüllung von mindestens 4 mm blieb bestehen. Nach der Stiftbettpräparation wurde der Wurzelstift XPost Nr. 4 einprobiert. Die Stifte wurden im Anschluss mit Alkohol gereinigt und getrocknet.

5.2.5.2 RelyX Fiber Post (Gruppe RX)

In der Gruppe, in der RelyX Unicem in Kombination mit dem RelyX Fiber Post verwendet wurde, erfolgte die weitere Aufbereitung des Wurzelkanallumens mit dem Universalbohrer und im Anschluss mit dem zum Stift passenden Formbohrer (rote Farbcodierung) ebenfalls auf eine Länge von 8 mm. Die Restwurzelfüllung betrug auch in dieser Probengruppe mindestens 4 mm. Auch hier wurde die Passung des Stiftes im Kanal überprüft und der Stift anschließend mit Alkohol gereinigt und getrocknet.

5.2.6 Spülprotokolle

Die beiden Gruppen RX und CX (n = 60) wurden in jeweils drei Untergruppen (Kontrolle, CHX und EtOH, n = 20) aufgeteilt. Jeder dieser Untergruppen wurde ein bestimmtes Spülprotokoll zugewiesen.

In allen drei Gruppen wurde nach der vollständigen Stiftbettpräparation der Wurzelkanäle mit 2,5 ml 1%iger Natriumhypochloritlösung (NaOCl 1 %) über eine Endokanüle nach Dr. J. Buquet (Vedefar) gespült. Der Wurzelkanal blieb anschließend mit NaOCl 1 % gefüllt und durch den Einsatz von passivem Ultraschall mit einer Frequenz von 25-32 kHz (Piezon Minimaster System, EMS, Nyon, Schweiz) und einer zugehörigen oszillierenden Feile (DT-069, Endo Soft Instrument, EMS) wurde die Spüllösung aktiviert. Anschließend erfolgte eine Spülung des Wurzelkanals mit 5 ml Aqua dest. mit Hilfe einer Endokanüle.

In den Kontrollgruppen RX Kontrolle und CX Kontrolle (n = 20) wurde keine weitere Spüllösung verwendet. Die Trocknung der Wurzelkanäle erfolgte mit Hilfe von Papierspitzen.

In der Gruppe RX CHX (n = 20) wurden die Wurzelkanäle anschließend mit 2%iger Chlorhexidindigluconatlösung (CHX 2 %) für 60 s gespült und der Kanal mit Papierspitzen getrocknet.

In der Gruppe CX CHX wurde das Wurzelkanal Dentin zunächst konditioniert. Hierfür wurde der Detrey Conditioner 36 (Dentsply) mit einer Applikationsnadel (Dentsply) in den Kanal eingebracht und für 15 s dort belassen. Es folgte die Spülung mit Aqua dest. für 20 s. Erst im Anschluss folgte die Spülung mit CHX 2 % für 60 s. Die Kanäle wurden auch hier mit Hilfe von Papierspitzen von überschüssiger Spüllösung befreit.

In der Gruppe RX EtOH erfolgte eine Spülung des Lumens mit Ethanol 99 % durch eine Endokanüle für 60 s. Auch hier wurde der Kanal anschließend mit Papierspitzen getrocknet.

In der Gruppe CX EtOH wurde zunächst der Detrey Conditioner 36 für 15 s appliziert und dann für 20 s mit Aqua dest. entfernt. Erst jetzt erfolgte die Spülung des Wurzelkanals mit Ethanol 99 % und eine Entfernung überschüssiger Spüllösung mit Papierspitzen.

5.2.7 Stiftinsertion

5.2.7.1 CoreX Flow (CX)

In der Kontrollgruppe wurde der Detrey Conditioner 36 mit einer Applikationsnadel (Dentsply) eingebracht und nach 15 s mit Wasser für 20 s abgespült. Die Trocknung des Kanals erfolgte mit Papierspitzen der ISO-Größe 60.

Für alle drei Gruppen wurden XP Bond und SCA im Mischungsverhältnis 1:1 für 4 s angemischt und mit einem Wurzelkanal-Applikator (Dentsply) an den Wänden des Wurzelkanallumens verteilt. Nach 20 s wurden die Überschüsse vorsichtig mit einer Papierspitze entfernt. Durch vorsichtiges Verblasen mit einem Luftstrom wurde das Lösungsmittel zur Verdunstung gebracht.

Der Befestigungskomposit CoreX Flow wurde mit Hilfe einer Applikationskanüle (Dentsply) von apikal nach koronal in den Kanal eingebracht. Die mit Alkohol gereinigten und trockenen Wurzelstifte wurden mit Fingerdruck in die Kanäle eingesetzt, die Materialüberschüsse wurden mit einem Schaumstoffpellet entfernt.

Danach erfolgte die Aushärtung des Zementes mit einer LED-Polymerisationslampe, Lichtleistung 1.115 mW/cm² (Valo LED-Polymerisationslampe; Ultradent, München, Deutschland) für 40 s, wobei die Polymerisationslampe per Hand auf dem Wurzelkanalstift abgestützt wurde. Die Lichtleistung wurde am Lichtaustrittsfenster mit dem MARC Patient Simulator (anteriorer Sensor, BlueLight Analytics) überprüft.

5.2.7.2 RelyX Unicem (RX)

Die Applikation des Befestigungsmaterials RelyX Unicem Automix erfolgte analog dem Vorgehen bei der Applikation von CoreX Flow mit Hilfe eines Elongationtips (3M ESPE) von apikal nach koronal. Die Wurzelkanäle wurden aber nicht konditioniert. Anschließend wurden die gereinigten Wurzelkanalstifte mit Fingerdruck eingebracht und Materialüberschüsse mit einem Schaumstoffpellet entfernt. Auch hier erfolgt die Lichthärtung mit der Valo LED-Polymerisationslampe (Ultradent) für 40 s.

5.2.8 Einbettung und Lagerung der Proben

Um eine senkrechte Ausrichtung der zementierten Wurzelkanalstifte für die Weiterverarbeitung zu garantieren, wurden die Proben an den Wurzelstiften im Parallelometer (Degussa VD2-523; Degussa Dental, Düsseldorf, Deutschland) ausgerichtet und von apikal ca. 4 mm tief in Technovit 4701 (Heraeus Kulzer) eingebettet (**Abb. 5**).

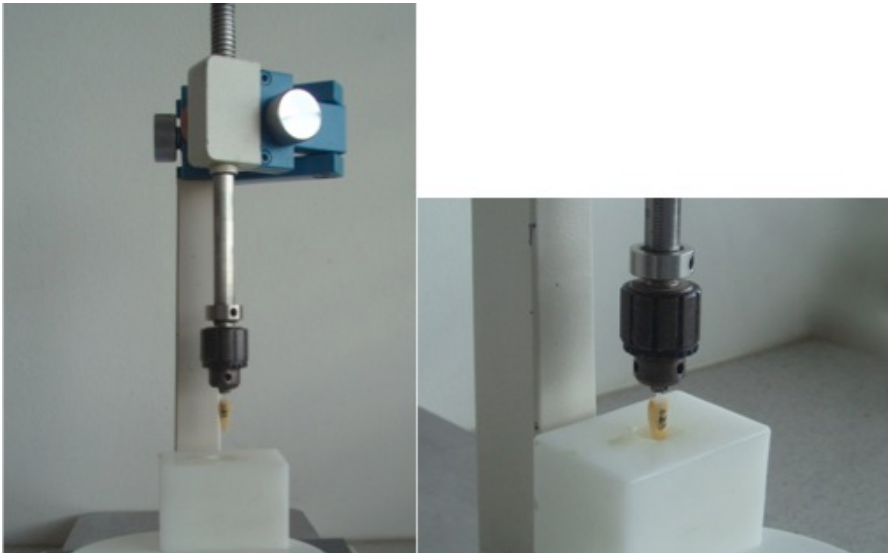


Abb. 5 Einbettung der Proben mit Hilfe eines Parallelometers

Nach Aushärtung des Kunststoffes und Entfernen der Proben aus dem Parallelometer, wurde der Stift-Stumpf-Aufbau angefertigt.

Die Probengruppe CX (n = 60) erhielt einen Stift-Stumpf-Aufbau aus CoreX Flow. Hierzu wurde die Zahnoberfläche mit Detrey Conditioner 36 für 15 s geätzt. Im Anschluss wurde das Phosphorsäuregel mit Wasserspray für 20 s entfernt, die Oberfläche mit einem Luftstrom getrocknet und mit CHX 2 % und Applikationstip (Dentsply) wieder angefeuchtet. Dann folgte das Anmischen von XP Bond und SCA zu gleichen Teilen. Mit einem Applikationstip (Dentsply) wurde das Bonding für 20 s appliziert und anschließend vorsichtig verblasen. Die Applikation von CoreX Flow wurde durchgeführt und ein Stift-Stumpf-Aufbau von ca. 4 mm Höhe modelliert. Mit der Valo LED-Lampe erfolgte die zwanzigsekündige Lichthärtung des Aufbaus. Im Anschluss wurde der Stift auf Höhe des Aufbaus mit einer diamantierten Trennscheibe gekürzt und zur Versiegelung der Schnittstelle etwas Bonding aufgetragen.

Die Probengruppe RX (n = 60) erhielt einen Stift-Stumpf-Aufbau aus Clearfil Core New Bond (Kuraray). Die Zahnoberfläche wurde auch hier mit Detrey Conditioner 36 für 15 s angeätzt und anschließend für 20 s mit Wasserspray abgespült. Die Oberfläche wurde vorsichtig getrocknet und CHX 2 % mit einem Applikationstip

(Dentsply) appliziert. Clearfil New Bond (Kuraray) wurde nach Herstellerangaben angemischt und mit einem Applikationstip aufgetragen. Es folgte das leichte Verblasen des Bondings mit einem Luftstrom. Clearfil Core New Bond wurde aus den Bestandteilen Universal Liquid und Catalyst Liquid im Verhältnis 1:1 angemischt. Das Material wurde appliziert und die vollständige Aushärtung abgewartet (ca. 3 min). Im Anschluss erfolgte die bereits im oberen Abschnitt beschriebene Ausrichtung des Zahnes am Parallelometer und die Einbettung in Kunststoff. Auch hier wurde der Stift auf Höhe des Aufbaus mit einer diamantierten Trennscheibe gekürzt und das Bonding wurde auf diese Schnittstelle appliziert.

Es folgte je nach Gruppeneinteilung ($n = 10$) entweder eine siebentägige Lagerung der Zähne in NaCl 0,9 % im Wärmeschrank bei 37°C oder eine Überführung der Proben in eine thermozyklische Wechsellast. Die anschließende Lagerung der Proben erfolgte im Wärmeschrank bei 37°C in NaCl 0,9 % für sechs Monate, wobei einmal wöchentlich die physiologische Kochsalzlösung gewechselt wurde.

5.2.8.1 Thermozyklische Wechsellast

Von den 120 Proben wurden 60 Stück (Gruppe TC) im Anschluss an die Stiftsetzung und Einbettung für 10.000 Zyklen einer Temperaturwechsellast zwischen 5°C und 55°C im Temperaturwechselbad (Mikroprozessor gesteuertes Temperaturwechselbad, Laborwerkstätten Charité, Berlin, Deutschland, s. **Abb. 6**) ausgesetzt. Die Eintauchzeit in die jeweiligen Bäder betrug hierbei jeweils 30 s und die Transferzeit zwischen den Bädern 15 s. Die Temperaturwechsellast dauerte somit ca. 8,5 Tage.



Abb. 6 Gerät für die thermozyklische Wechsellast

5.2.9 Vorbereitung der Proben für die Ausstoßversuche

Die Zähne wurden mit handelsüblichem Sekundenkleber auf einen Plexiglasträger geklebt und an einer Trägerplatte mit Vakuumpumpe fixiert. Die Proben wurden dabei so ausgerichtet, dass das Sägeblatt der Exakt Säge (Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland) im rechten Winkel zur Stiftlängsachse stand.

Mit einer Mikrometerschraube wurde die eingebettete Zahnwurzel zunächst so eingestellt, dass der Stift-Stumpf-Aufbau entfernt werden konnte und eine ebene Ausgangsfläche für die Herstellung der Schnitte entstand. Im Anschluss wurde die Mikrometerschraube so eingestellt, dass jeweils sechs ca. 1 mm dicke Proben aus einem Zahn gewonnen werden konnten. Das Sägen erfolgte unter ständiger Wasserkühlung, die Sägeblattstärke betrug 0,1 mm (**Abb. 7**).

Von den sechs entstandenen Scheiben repräsentieren die ersten beiden die koronale Region, die nächsten beiden das mittlere Drittel und die letzten beiden Schnitte die apikale Region.

Die exakte Dicke der Proben wurde mit einer Mikrometerschraube (Mahr, Göttingen, Deutschland) festgestellt und notiert, um etwaige Ungenauigkeiten beim Sägen in

der späteren Berechnung zu berücksichtigen. Des Weiteren wurde der Stiftdurchmesser aller Probenschnitte von apikal und koronal unter dem Stereomikroskop (SV 11; Zeiss, Jena, Deutschland) ermittelt und die Proben auf Artefakte untersucht.

Bis zu den Ausstoßversuchen wurden die Proben in mit NaCl 0,9 % getränktem Zellstoff feucht gelagert.



Abb. 7 Exakt Säge für Dünnschnitte

5.2.10 Ausstoßversuche

Die Haftwertuntersuchungen im Ausstoßverfahren erfolgten maximal 48 Stunden nach dem Sägen.

Die Ausstoßversuche erfolgten mit einer universellen Prüfmaschine (Zwick Roell; Ulm, Deutschland) mit 2,5 kN-Messdose. Die Prüfmaschine war dabei an einen Computer angeschlossen, der die Ergebnisse mit dem Programm testXpert II (Zwick) aufzeichnete und grafisch darstellte.

Aufgrund der unterschiedlichen Durchmesser der Stifte in den jeweiligen Bereichen (koronal bis apikal) wurden ein passender Prüfstempel (1. 0,79 mm; 2. 0,93 mm und

3. 1,17 mm) und eine passende Öffnung ausgesucht, in welche die jeweilige Probe ausgestoßen wurde (s. **Abb. 8**, **Abb. 9**). Die Passung von Öffnung, Probe und Stempel zueinander und deren korrekte Ausrichtung wurden mit Hilfe einer Lupenbrille kontrolliert.

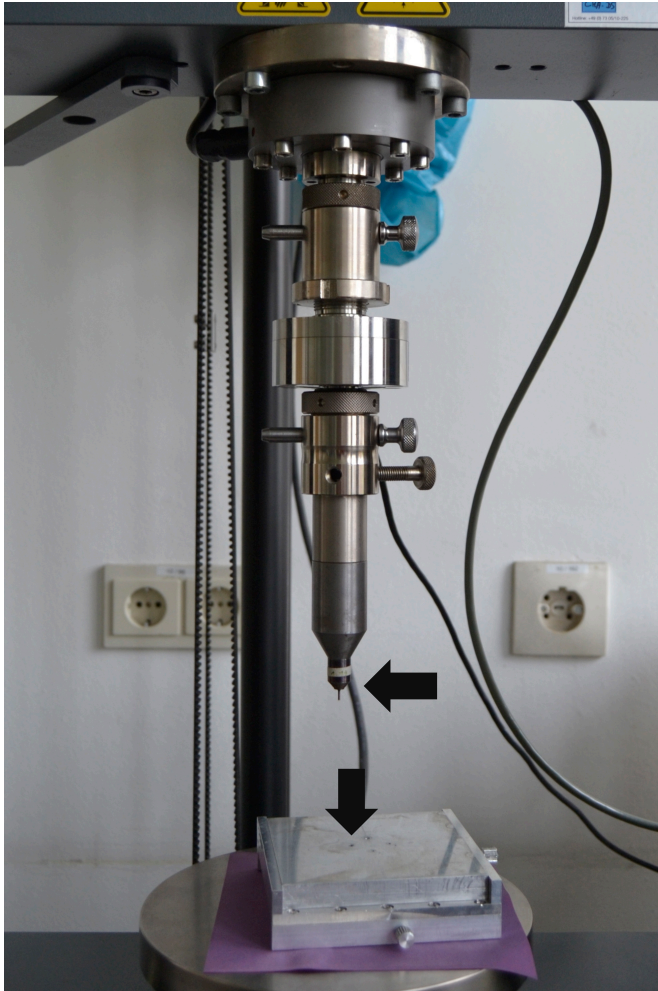


Abb. 8 Versuchsaufbau Push-out-Versuche: Prüfstempel (waagerechter Pfeil) und Platte mit Öffnungen für den Prüfstempel (senkrechter Pfeil), Zwick Prüfmaschine.

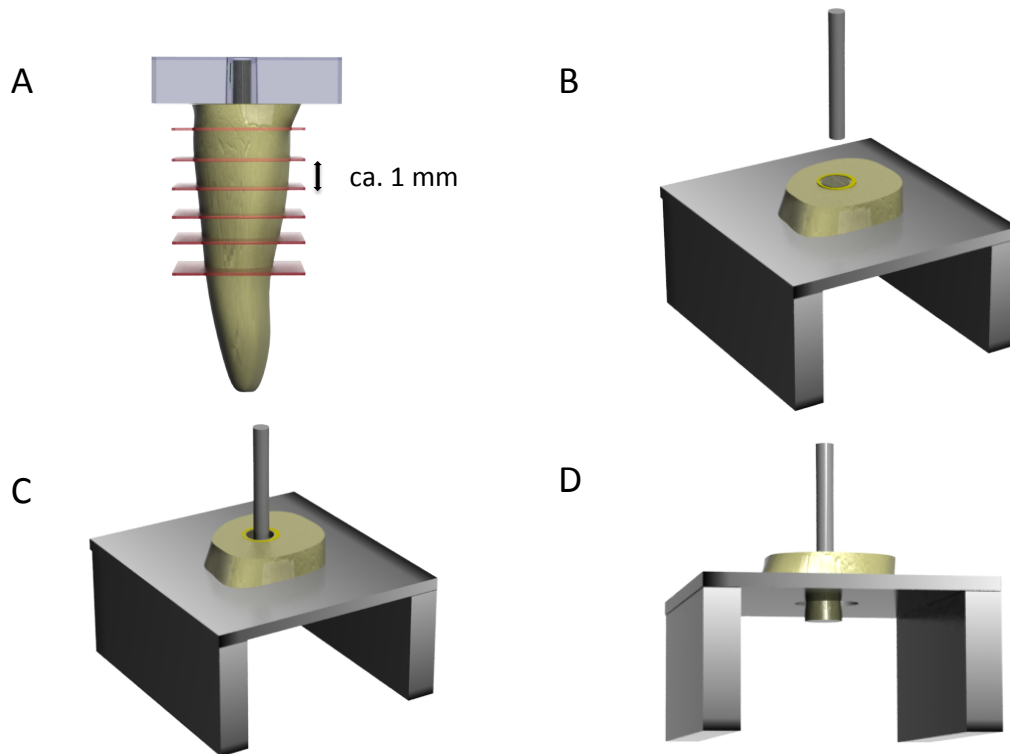


Abb. 9 Grafische Darstellung des Push-out-Tests. A: Gewinnung der Probenschnitte aus der Zahnwurzel, Dicke ca. 1 mm je Scheibe. B: Ausrichtung der Probe unter dem Prüfstempel (apikaler Bereich liegt oben). C und D: Ansicht der ausgestoßenen Probe.

Die Ausstoßversuche wurden aufgrund der Konizität der Stiftproben von apikal durchgeführt.

Die Einstellungen für die Haftwertuntersuchungen waren die folgenden:

- Vorkraft: 0,2 N
- Geschwindigkeit: 1 mm/min
- Probendicke: 1,2 mm
- Probenbreite: 10 mm
- Prüfgeschwindigkeit: 0,5 mm/min
- Obere Kraftgrenze: 500 N
- Kraftschwelle: 10 % Fmax

Der Computer zeichnete die maximale Ausstoßkraft jeder Probe in Newton bei einem Kraftabfall von 10 % auf. Dieser Wert wurde mit dem Bruch der Probe gleichgesetzt.

5.2.10.1 Berechnung der Haftkraft

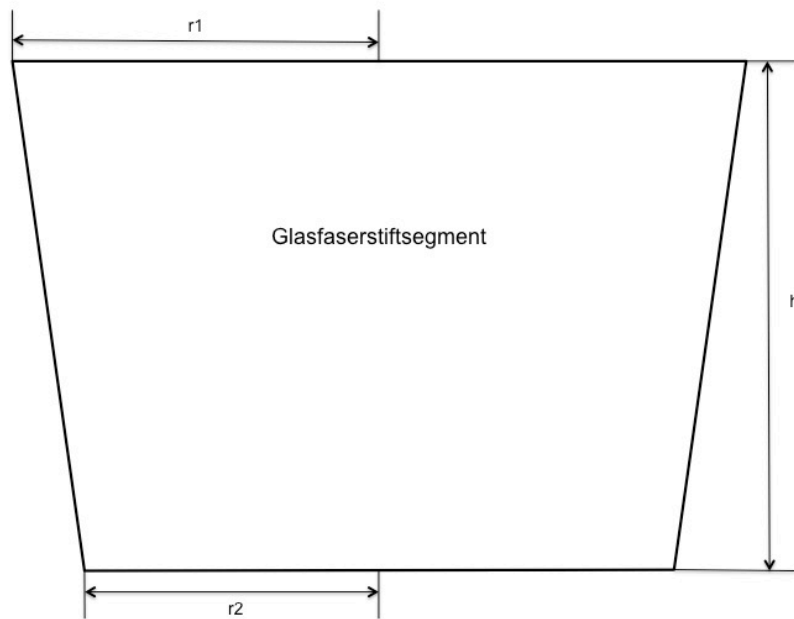


Abb. 10 Grafische Darstellung der Stiftprobe. Grundlage zur Berechnung des Stiftdurchmessers, r_1 = Radius Stift koronal (mm), r_2 = Radius Stift apikal (mm), h = Dicke der Probe (mm)

Die Haftkraft errechnet sich aus der Ausstoßkraft dividiert durch die Haftfläche der jeweiligen Probe:

$$\text{Haftkraft} = F/A \quad [1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2]$$

A = Oberfläche des Stiftes in mm^2

F = gemessene Ausstoßkraft in Newton (N)

Die Oberfläche des konusförmigen Stiftes entspricht dem eines Kegelstumpfes (siehe **Abb. 10**):

Fläche (A) des Stiftes (mm²): $A = \pi(r_1 + r_2) \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2}$

r1 = Radius des Stiftes auf der koronalen Seite (mm)

r2 = Radius des Stiftes auf der apikalen Seite (mm)

h = Dicke der Probe (mm)

5.2.11 Stereomikroskopische Bestimmung der Versagensmodi

Jede Probe wurde im Anschluss an die Haftwertuntersuchung unter dem Stereomikroskop (SV 11; Zeiss) auf ihren Versagensmodus hin untersucht. Die Auswertung erfolgte bei 40-facher Vergrößerung von der apikalen Seite der Probe aus.

Die Proben konnten dabei folgenden Versagensmodi zugeteilt werden:

1) Stifffraktur (kohäsiv):

Im Stereomikroskop war eine Frakturlinie im Stift erkennbar, Befestigungsmaterial und Dentin waren nicht betroffen.

2) Adhäsives Versagen zwischen Komposit und Dentin:

Im Stereomikroskop war zu mindestens 70 % kein Befestigungsmaterial an der Kanalwand erkennbar. Der Verbund hat sich demnach hauptsächlich zwischen Wurzelkanaldentin und Befestigungskomposit gelöst.

3) Adhäsives Versagen zwischen Stift und Komposit

Zu mindestens 70 % war ein Verbundverlust zwischen Wurzelstift und Befestigungskomposit im Stereomikroskop erkennbar.

4) Gemischtes Versagen

In dieser Gruppe war eine gemischte Fraktur erkennbar. Es war gleichermaßen der Verbund zwischen Stift und Befestigungsmaterial sowie der Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Wurzelkanalentin betroffen. Teilweise waren Risse im Wurzelkanalentin erkennbar.

5.2.12 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS, Version 21 (SPSS version 21; Chicago, Illinois, USA). Der Signifikanzgrad p wurde mit $p < 0,05$ festgelegt. Die gewonnenen Daten wurden mit den Break-Variablen Zahn und Lokalisation zusammengefasst. Aus einem Zahn ergaben sich sechs Proben, die wiederum sechs Werte für jeden Zahn ergaben. Zwei Werte entsprachen dabei jeweils einer Lokalisation im Wurzelkanal (koronal, Mitte, apikal). Die für jede Region gewonnenen Werte eines Zahnes wurden jeweils zu einem Wert zusammengefasst um eine bessere Übersicht zu erhalten.

Eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen (Messwiederholungs-ANOVA) und anschließenden Post-hoc-Tests wurde angewandt. Dieser Test wird verwendet, wenn die Messwerte nicht statistisch unabhängig sind, sondern wie in diesem Fall am gleichen Zahn zu finden sind.

Die Faktoren werden in inter- und intraindividuelle Faktoren eingeteilt. Der interindividuelle Faktor definiert Gruppen von unabhängigen Messwerten, in diesem Fall die Stift-/Befestigungssysteme (CX und RX), die Vorbehandlung (Kontrolle, CHX, EtOH) und die Lagerung (IN und TC). Der intraindividuelle Faktor bezeichnet verschiedene Messwerte am gleichen Zahn, in dieser Untersuchung die Lokalisation. Für die Analyse der signifikanten Interaktion von Vorbehandlung und Lokalisation, sowie TC & Lagerung und Lokalisation wurden separate univariate Varianzanalysen (1-Wege-ANOVA) für jede Lokalisation durchgeführt.

Sobald in einer Gruppe von Mittelwerten signifikante Unterschiede auftauchten, wurden die Post-hoc-Tests durchgeführt. Die Post-hoc-Analysen wurden mit dem Tukey's B Test durchgeführt. Diese Tests geben Auskunft darüber, welche der Mittelwerte sich signifikant voneinander unterscheiden.

Die Analyse der Versagensmuster wurde mit Hilfe von Kreuztabellen und dem Chi-Quadrat-Test durchgeführt. Hierbei wird die Abhängigkeit der Versagensmuster zu einem bestimmten Faktor (z.B. der Vorbehandlung, dem Befestigungsmaterial oder der Lagerung) festgestellt.

6 Ergebnisse

6.1 Hauptergebnisse

Die Haftwerte der Wurzelstifte wurden signifikant vom Befestigungsmaterial ($p < 0,0005$), der Vorbehandlung ($p < 0,0005$) und der Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals beeinflusst ($p < 0,0005$; Messwiederholungs-ANOVA).

Signifikante Interaktionen ergaben sich zwischen den Faktoren Thermocycling & Lagerung und der Lokalisation ($p = 0,0350$) und Lokalisation und Vorbehandlung ($p = 0,041$; Messwiederholungs-ANOVA).

Unabhängig der Vorbehandlung, waren die Haftwerte des Befestigungsmaterials RX [16,5 (9) MPa] signifikant erhöht verglichen mit CX [10,6 (6,7) MPa] (s. **Abb. 11**, Messwiederholungs-ANOVA).

In Bezug auf die Vorbehandlung zeigte die EtOH-Gruppe signifikant erhöhte Haftwerte [17,3 (5,3) MPa] im Vergleich mit CHX [12,3 (5,8) MPa] und der Kontrollgruppe [11,6 (4,4) MPa] ($p < 0,05$; Tukey's B).

Die Haftwerte waren bei beiden Befestigungsmaterialien signifikant in den koronalen Regionen [17,1 (7,4) MPa] erhöht, verglichen mit den mittleren [12,4 (7,1) MPa] und apikalen Regionen [11,6 (9,4) MPa] ($p < 0,05$; Tukey's B).

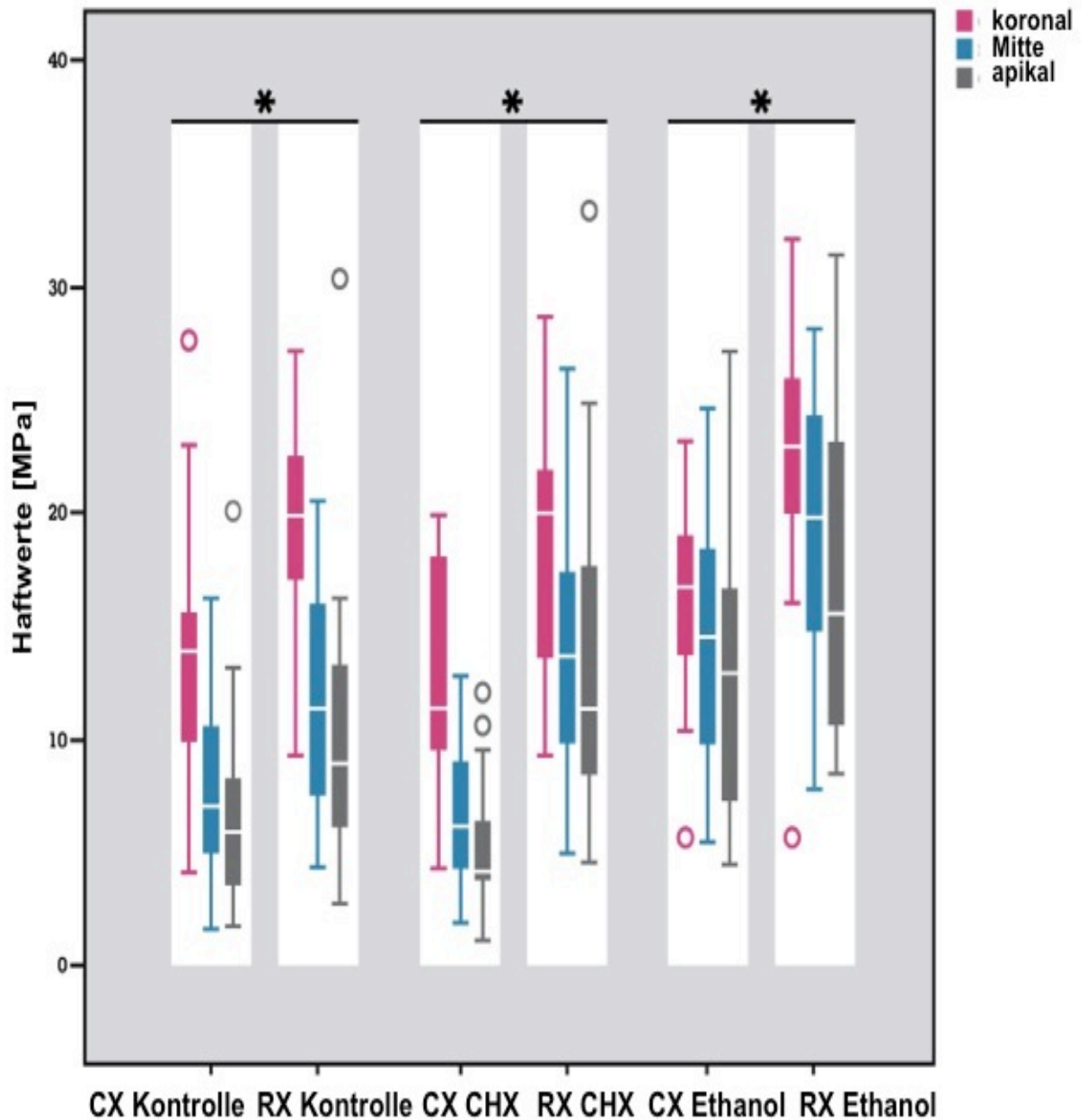


Abb. 11 Box and Whisker Plot: Grafische Darstellung der Haftwerte in Bezug auf die Befestigungsmaterialien (CX = CoreX Flow, RX = RelyX Unciem), die Spülprotokolle (Kontrolle, CHX und Ethanol) und die Lokalisation im Wurzelkanal (koronal, Mitte, apikal). Die Sternchen markieren signifikante Unterschiede in den Behandlungsgruppen. Abbildung entnommen aus Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G (2014) Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? 18(3):927-34 Clin Oral Invest.

Die signifikante Interaktion zwischen Thermocycling & Lagerung und Lokalisation zeigt sich für die Lokalisation koronal, bei der die Haftwerte der CX-Kontroll- und der CX-CHX-Gruppe sowie die Haftwerte der RX-Kontroll- und der RX-EtOH-Gruppe nach der thermozyklischen Wechsellast und der Lagerung sinken wohingegen sich im Bereich der apikalen Lokalisation kein Einfluss zeigt (s. **Tab. 3**).

Die signifikante Interaktion zwischen Lokalisation und Vorbehandlung zeigt sich bei der Vorbehandlung mit Ethanol bei beiden Befestigungsmaterialien und in der Gruppe Vorbehandlung mit CHX bei dem Befestigungsmaterial RX. Hier konnte kein Abfall der Haftwerte von koronal nach apikal verzeichnet werden, in den anderen Gruppen wurde ein Abfall der Haftwerte von koronal nach apikal verzeichnet (s. **Tab. 3**).

Für die Darstellung der Haftwerte in Tabelle 3 in Abhängigkeit der Faktoren Befestigungsmaterial, Vorbehandlung, Thermocycling und Lagerung sowie Lokalisation wurde mit Hilfe der univariaten Varianzanalyse (1-Wege-ANOVA) eine Analyse der Gruppen für jede Lokalisation separat vorgenommen. Es zeigte sich für jede Lokalisation signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,0005$; 1-Wege-ANOVA). Die Ergebnisse der jeweiligen post-hoc-Tests sind in **Tab. 3** dargestellt.

Tab. 3 Durchschnittliche Haftwerte und Standardabweichung (SD) der untersuchten Befestigungssysteme in Abhängigkeit von Vorbehandlung, Lagerung und Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals. Gleiche hochgestellte Buchstaben bedeuten keinen signifikanten Unterschied innerhalb der Lokalisation ($p < 0,05$; Tukey-HSD). Thermocycling = TC, Lagerung = L. Tabelle entnommen aus Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G (2014) Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? 18(3):927-34 Clin Oral Invest.

Lokalisation	Befestigungssystem	Lagerung	Zahl der Proben	Vorbehandlung		
				Haftung/Mittelwert (SD) [MPa]		
				Kontrolle	CHX	Ethanol
Koronal	CoreX	initial	10	16 (5.5) ^{bcd}	14.8 (3.9) ^{bcd}	15.9 (5.7) ^{bcd}
	Flow	TC & L	10	11.2 (5.1) ^{cd}	9.8 (4.7) ^d	16.5 (2.8) ^{bcd}
	RelyX	initial	10	21.5 (3.2) ^{ab}	17.1 (5.2) ^{bc}	25.9 (4.4) ^a
	Unicem 2	TC & L	10	17.1 (6.3) ^{bc}	20.2 (5.8) ^{ab}	19.3 (5.6) ^{ab}
Mitte	CoreX	initial	10	7.9 (3.7) ^{cd}	6.6 (2.6) ^d	14.7 (5.6) ^{abc}
	Flow	TC & L	10	7.7 (4.1) ^{cd}	7.1 (4.0) ^d	14.6 (5.5) ^{abc}
	RelyX	initial	10	12.1 (4.9) ^{bcd}	15.1 (4.9) ^{abc}	21.2 (6.5) ^a
	Unicem 2	TC & L	10	11.5 (4.9) ^{bcd}	12.7 (7.0) ^{bcd}	17 (6.4) ^{abc}
Apikal	CoreX	initial	10	6.7 (4.9) ^{abc}	5.1 (3.5) ^c	15.5 (6.2) ^{abc}
	Flow	TC & L	10	6.8 (4.3) ^{abc}	5.7 (2.5) ^{bc}	12 (7.5) ^{abc}
	RelyX	initial	10	8.7 (4.2) ^{abc}	14.3 (6.2) ^{abc}	17.2 (6.4) ^a
	Unicem 2	TC & L	10	11.6 (7.8) ^{abc}	16.1 (14.5) ^{ab}	17.2 (8.6) ^a

6.2 Versagensmodi

Die absoluten und prozentualen Anteile der Versagensmodi sind in **Tab. 4** dargestellt. Die Werte wurden durch die Vorbehandlung signifikant beeinflusst ($p < 0,0005$; Chi-Quadrat). Bei der Verwendung von Ethanol als Spüllösung nahm die Anzahl der adhäsiven Versagen zwischen dem Stift und Befestigungsmaterial zu, wohingegen bei der Kontrollgruppe und der Spülung mit CHX das gemischte Versagen dominiert. Die Versagensmodi unter dem Stereomikroskop sind beispielhaft in **Abb. 12** dargestellt.

Tab. 4 Versagensmodi der untersuchten Materialien in Bezug auf die erfolgte Vorbehandlung. In den Klammern stehen die Angaben in Prozent [%]. Tabelle entnommen aus Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Clin Oral Invest. Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? 2014; 18(3):927-34.

Befestigungs- system	Vorbehandlung	Versagensmodi			
		Adhäsiv Befestigungs- material/Dentin	Adhäsiv Stift/Befestigungs- material	gemischt	Kohäsiv Stift
CoreX Flow	Kontrolle	26 [22]	15 [12.7]	63 [53.4]	14 [11,9]
	CHX	15 [12.7]	30 [25,4]	67 [56,8]	6 [5.1]
	Ethanol	8 [6.8]	57 [48.7]	29 [24.8]	23 [19.7]
	Gesamt	49 [13.9]	102 [28.9]	159 [45]	43 [12.2]
RelyX Unicem 2	Kontrolle	30 [25.6]	25 [21.4]	55 [47]	7 [6]
	CHX	23 [19.5]	44 [37.3]	44 [37.3]	7 [5.9]
	Ethanol	16 [13.7]	48 [41]	36 [30.8]	17 [14.5]
	Gesamt	69 [19.6]	117 [33.2]	135 [38.4]	31 [8.8]

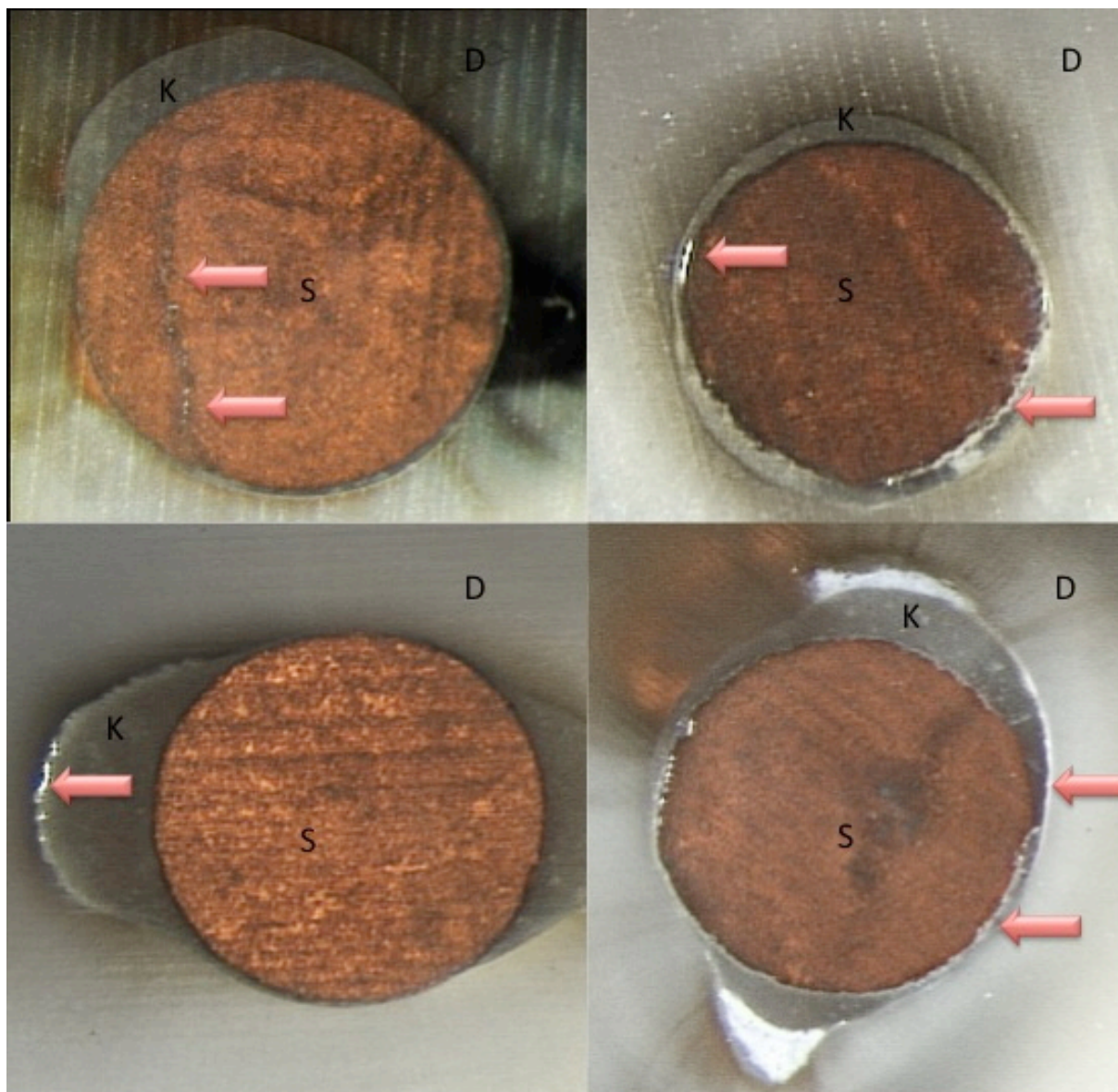


Abb. 12 Stereomikroskopische Auswertung der Versagensmodi. 1) Stiffaktur, 2) adhäsives Versagen zwischen Befestigungsmaterialmaterial und Wurzeldentin, 3) adhäsives Versagen zwischen Stift und Befestigungsmaterial, 4) gemischtes Versagen. Die Pfeile weisen auf das Versagen hin. D = Dentin, S = Stift, K = Komposit.

7 Diskussion

7.1 Diskussion zum Versuchsaufbau

7.1.1 Probenzähne und Lagerungsmedium

Es wurden extrahierte humane zentrale Incisiven der zweiten Dentition für diese Studie verwendet, welche maximal ein Jahr *post extractionem* in 0,5 % Chloramin-T-Lösung gelagert wurden. Die Aufbewahrung extrahierter Zähne in Chloramin-T-Lösung für die anschließende Verwendung in In-vitro-Studien wurde hinsichtlich der Haftkraft in verschiedenen Studien untersucht und als Lagerungsmedium empfohlen [Haller et al. 1993, Titley et al. 1998].

Als Aufbewahrungsmedium während der Versuchsreihe wurde physiologische Kochsalzlösung verwendet. Diese beeinflusst die Eigenschaften der Proben nicht [Haller et al. 1993] und verhindert die Austrocknung der Zahnhartsubstanzen.

Für die Auswahl der Zähne für die Studie wurden bestimmte Kriterien festgelegt. Hierzu gehörte eine möglichst gerade Wurzel und eine Mindestlänge der Wurzel nach Dekapitierung von 16 mm, um eine Restwurzelkanalfüllung von mindestens 4 mm beizubehalten [Kvist et al. 1989] und um eine Insertionstiefe des Stiftes von mindestens 8 mm gewährleisten zu können. Zusätzlich sollten die verwendeten Wurzeln Kariesfreiheit und keine Defekte wie Resorptionen o.ä. aufweisen.

Alle Zähne weisen jedoch gewisse Unterschiede in der Morphologie [Mjör et al. 2001] und Anatomie auf. Darüber hinaus kann es durch das Alter der Zähne und damit verbundenen physiologischen Alterungsprozessen zu Unterschieden in der Gewebestruktur kommen [Mjör et al. 2001]. Das Dentin als lebendiges Gewebe lagert lebenslang Sekundär- und Tertiärdentin ab. Dies kann zum vollständigen Verschluss und damit zur Sklerosierung der Dentintubuli führen [Radlanski 2011b]. Zusätzlich ist in jeder Altersstufe die Tubulidichte im apikalen Abschnitt deutlich geringer als zervikal und in der Mitte der Wurzel [Camargo et al. 2007, Radlanski 2011a].

Yoshiyama *et al.* zeigten in ihrer Studie verminderte Haftwerte von Kompositmaterial an sklerosiertem Dentin [Yoshiyama et al. 1996].

Prati *et al.* berichteten über eine dünnere Hybridschicht, kürzere Kunststoffzapfen und verminderte laterale Äste in sklerotischem und altem Dentin (extrahierte Zähne von 65- bis 78-jährigen Patienten), verglichen mit normalem Dentin (extrahierte Zähne von Patienten zwischen 22 und 33 Jahren) [Prati et al. 1999].

Ferrari *et al.* zeigten, dass die Hybridschicht in Bereichen mit wenigen Dentintubuli (apikal) schmaler ist als in Bereichen mit einer großen Anzahl von Dentintubuli (koronal) [Ferrari et al. 2000a]. All diese Aspekte können demnach die Haftung des Befestigungsmaterials am Dentin beeinflussen und müssen bei der Interpretation der Ergebnisse der durchgeführten Untersuchung beachtet werden.

7.1.2 Aufbereitung und Stiftbettpräparation

Um die Proben untereinander vergleichen zu können, musste mit einer standardisierten Wurzelkanalaufbereitung gearbeitet werden. Die Aufbereitung bis zur ISO-Größe 60 bei oberen Frontzähnen soll dabei eine ausreichende apikale Reinigung sicherstellen [Uchiyama et al. 2011]. In der vorliegenden Studie wurde mit Hilfe des MTwo-Systems (VDW) und des Flex-Master-Systems (VDW) bis zu einer ISO-Größe von 60 aufbereitet. Zudem wurde nach jedem Feilenwechsel mit NaOCl gespült, da es sowohl vitales als auch nekrotisches Gewebe auflösen kann und über ein breites antimikrobielles Spektrum verfügt sowie Endotoxine inaktiviert [Rödig 2013].

Die Wurzelkanalfüllung erfolgte mit einem eugenolfreien Sealer auf Kunstharzbasis (2Seal, VDW) und Guttapercha. Bei einer adhäsiven Befestigung von Wurzelstiften werden eugenolfreie Sealer empfohlen [Baldissara et al. 2006].

Bei der anschließenden Entfernung der Guttapercha bis auf eine Restwurzelfüllung von mind. 4 mm apikal konnte trotz Nutzung einer Lupenbrille nicht vollständig ausgeschlossen werden, dass Reste von Guttapercha und Sealer im Kanal verblieben. Diese Reste können die Haftkraft der Befestigungsmaterialien mindern [Demiryürek et al. 2009, Perdigao et al. 2007, Serafino et al. 2004]. Daher wurde mit Hilfe eines Mikroskops (SV 11; Zeiss, Jena, Deutschland) jeder Wurzelkanal auf verbliebene Guttapercha- und Sealerreste überprüft und gegebenenfalls vorhandene Reste entfernt.

Die Stiftvorbohrung bis auf eine Länge von mindestens 8 mm wurde mit zum Stiftsystem passenden Bohrern durchgeführt, die eine Formkongruenz zu den verwendeten Stiften aufwiesen, denn Schmage *et al.* zeigten einen negativen Einfluss eines zu großen Stiftbettes auf die Haftkraft [Schmage *et al.* 2009].

7.1.3 Auswahl der Spülprotokolle

Da die Haftung von Adhäsiven durch Reste von Wurzelkanalsealern und der durch die mechanische Präparation entstandenen Schmierschicht herabgesetzt werden kann [Demiryürek *et al.* 2009, Perdigao *et al.* 2007, Serafino *et al.* 2004], ist es sinnvoll, den Wurzelkanal vor der Stifteinsetzung zu reinigen. Die Schmierschicht besteht aus Dentinresten, die sowohl anorganischer (Kalzium und Phosphat) als auch organischer Natur (v.a. Schwefel und Kohlenstoff) sind [Eick *et al.* 1970]. Die genaue Zusammensetzung entspricht hierbei jeweils der Dentinregion, aus der die Schmierschicht stammt.

Jede der Proben wurde in der vorliegenden Studie nach vollständiger Aufbereitung mit einer Kombination aus passiver Ultraschallaktivierung und 1%igem Natriumhypochlorit (NaOCl) für 60 s gespült und anschließend mit 5 ml Aqua dest. gereinigt.

Als Spüllösung ausgewählt wurde NaOCl unter anderem, weil es eine gewebeauflösende Wirkung hat [Spangberg *et al.* 1973] und damit zur Schmierschichtentfernung beiträgt [Bitter *et al.* 2013]. In ihrer Studie zeigten Bitter *et al.*, dass das o.g. Spülprotokoll eine homogenere Hybridschicht und eine erhöhte Adhäsivpenetration des Etch-and-rinse-Systems XP Bond/SCA in die Dentintubuli hervorruft. Auch für das selbstadhäsive Material SmartCem2 zeigte sich bei der Verwendung dieses Spülprotokolls eine partielle Penetration in die Dentintubuli, was in der Kontrollgruppe (Spülung mit destilliertem Wasser) nicht beobachtet werden konnte [Bitter *et al.* 2013].

Tasman *et al.* zeigten, dass NaOCl eine relativ niedrige Oberflächenspannung aufweist. Dies scheint zu einer besseren Penetration von NaOCl in die Dentintubuli zu führen, verglichen mit destilliertem Wasser oder Kochsalzlösung. Es wird angenommen, dass diese Eigenschaft zur guten Reinigungswirkung von NaOCl im Wurzelkanal beiträgt [Tasman *et al.* 2000].

Zusätzlich wirkt NaOCl antimikrobiell [Spangberg et al. 1973]. Hierbei spielt auch der Einsatz von Ultraschall eine Rolle, denn eine Kombination aus Ultraschallaktivierung und NaOCl verbessert die Desinfektion im Wurzelkanal im Vergleich zur einfachen Spülung mit NaOCl [Martin 1976, Sjögren und Sundqvist 1987, van der Sluis et al. 2005].

Eine Eigenschaft des NaOCl, die den Haftverbund eher negativ beeinflussen kann, ist der oxidierende Effekt. Toledano *et al.* beschrieben eine unterschiedlich starke Sensitivität von Adhäsivsystemen zum oxidierenden Effekt des NaOCl in oberflächlich und tief gelegenen Dentin [Toledano et al. 2002].

Nach der Spülung mit NaOCl wurde in der vorliegenden Studie daher eine Abschlusspülung mit Aqua dest. verwendet. Diese scheint den negativen oxidierenden Effekt des NaOCl auf den adhäsiven Verbund zu neutralisieren. Dies zeigte sich bereits in einer vorangegangenen Studie, in welcher der oxidierende Effekt vernachlässigbar war, weil mit destilliertem Wasser gespült wurde [Bitter et al. 2013].

Durch extrinsische Faktoren wie Wasseraufnahme, Polymerquellung und Auswaschung der Zementfuge aufgrund suboptimaler Hybridisierung des Kollagenetzwerkes [De Munck et al. 2003] kann es zu einer Destruktion der Hybridschicht kommen. Hieran sind u.a. intrinsische Enzyme, Matrixmetalloproteinasen (MMPs), beteiligt [Breschi et al. 2010, Pashley et al. 2004]. Chlorhexidin (CHX) ist in der Lage, MMPs über einen Kationen-Chelatbildungsmechanismus [Gendron et al. 1999] zu inhibieren [Breschi et al. 2010]. Der genaue Wirkmechanismus ist bislang noch nicht geklärt.

Die Verwendung von CHX als Spüllösung vor der Befestigung von adhäsiven Materialien am Zahn könnte sich in einem Erhalt der Hybridschicht und damit erhöhten Haftwerten zwischen Dentin und Befestigungsmaterial widerspiegeln [Breschi et al. 2010, Hebling et al. 2005, Sano 2006].

Hebling *et al.* präparierten Klasse-I-Kavitäten in kontralateralen Milchzähnen mit Karies, um diese anschließend mit Phosphorsäuregel, Single Bond und einem Mikrofüllerkomposit zu behandeln. In der experimentellen Gruppe wurde zusätzlich 2%iges CHX auf die geätzte Kavität aufgetragen. Die Milchzähne wurden für sechs Monate *in vivo* belassen und anschließend extrahiert. Probenschnitte wurden hergestellt und mikroskopisch untersucht. Die experimentelle Gruppe zeigte

geringeres Nanoleakage an der adhäsiven Verbundfläche von Dentin und Befestigungsmaterial [Hebling et al. 2005]. Dieses Ergebnis wurde von einer Studie bestätigt, die bleibende extrahierte Molaren mit Phosphorsäure ätzte, die experimentellen Gruppen mit 0,2%igem bzw. 2%igem CHX behandelte und mit SB1XT (3M ESPE) und Filtek Z250 (3M ESPE) füllte. Die Analyse zeigte ebenfalls eine geringeres Nanoleakage der experimentellen Proben [Breschi et al. 2010].

Aufgrund der vorliegenden Studien zur positiven Wirkung von CHX auf den Haftverbund von Dentin und adhäsiven Befestigungsmaterialien wurde in dem vorliegenden Versuch dieses Spülprotokoll gewählt.

Ein weiteres Drittel der Probenzähne der vorliegenden Untersuchung wurde im Anschluss an die passive Ultraschallaktivierung mit NaOCl und Aqua dest. und Applikation der Phosphorsäure (im Falle des Etch-and-rinse-Systems) mit 99%igem Ethanol gespült.

Alkohole verdrängen das residuelle Wasser im Dentin und sollen so die Verteilung insbesondere von hydrophoben Monomeren in der Dentinmatrix begünstigen, gleichzeitig aber auch die exponierten Kollagenfibrillen fixieren [Pashley et al. 2007]. Das Phänomen der Wasserverdrängung speziell im Wurzelkanal ist ein primäres Ziel, da hier die Feuchtigkeitskontrolle durch den kleinen Zugang und die damit verbundene eingeschränkte Sicht [Mjör et al. 2001] und den Verbleib von Wasser in den Dentintubuli vermindert ist.

Es wurde bereits gezeigt, dass Alkohole in der Lage sind, MMPs durch die Bildung einer kovalenten Bindung zwischen dem katalytischen Zinkatom des Enzyms und dem Sauerstoffatom der Hydroxylgruppe des Alkohols zu inaktivieren [Tezvergil-Mutluay et al. 2011].

Die Anwendung von Ethanol als Spülung vor Applikation eines Befestigungsmaterials wurde bereits in einigen Studien evaluiert.

Es zeigten sich verbesserte Haftwerte im Wurzelkanal nach der Applikation von 99,6%igem Ethanol für das Etch-and-rinse-System All Bond 2 (Bisco Inc.) [Carvalho et al. 2009].

Cecchin *et al.* verglichen eine 0,9%ige NaCl-Spülung (Kontrolle) mit einer 100 %igen Ethanolspülung im Wurzelkanal über eine Minute. Die Faserstifte wurden mit Clearfil SE Bond und dem Komposit Z250 inseriert und die Haftwerte initial oder nach zwölfmonatiger Lagerung ausgewertet. In der Ethanolgruppe konnten die Haftwerte

über einen Zeitraum von zwölf Monaten erhalten werden, in der Kontrollgruppe hingegen nicht [Cecchin et al. 2011a]. Die Erklärung für dieses Ergebnis ist die Fähigkeit von Ethanol, die Wassersubstitution im Dentin zu beschleunigen und dadurch die intrinsische Feuchtigkeit des Wurzelkanals zu reduzieren [Tay et al. 2007]. Die Entfernung des Wassers im Kollagenetzwerk führt u.a. zu einer Hemmung kollagenolytischer Enzyme [Liu et al. 2011].

Diese Ergebnisse wurden auch in einer aktuellen Studie von Cecchin *et al.* bestätigt. In dieser Arbeit wurde ebenfalls eine 0,9%ige NaCl-Spülung (Kontrolle) mit einer 100%igen Ethanolspülung über eine Minute verglichen. Die Faserstifte wurden mit Scotchbond Multi-Purpose und RelyX ARC befestigt. Die Auswertung ergab einen Abfall der Haftwerte nach thermozyklischer Wechsellast für die Kontrollgruppe. In der Ethanolgruppe veränderten sich die Haftwerte nicht signifikant [Cecchin et al. 2014].

In einer anderen Studie führte eine Spülung mit Ethanol im Wurzelkanal hingegen zu einer Abnahme der Haftwerte des Adhäsivsystems Scotchbond Multi-Purpose in Kombination mit dem Komposit Z250 nach zwölfmonatiger Lagerung der Probenzähne in Wasser [Cecchin et al. 2011b]. Die Autoren führten dieses Ergebnis auf die schnellere Verdunstung des Ethanols zurück, weshalb eine einminütige Spülung mit Ethanol nicht ausreichend sei, um das Wasser zu verdrängen [Cecchin et al. 2011b].

Diese Aussage steht in Widerspruch zu den o.g. Studien, in denen die einminütige Ethanolspülung ausreichend zu sein scheint, um das Wasser aus der Dentinmatrix zu verdrängen. Diese kontroversen Ergebnisse lassen vermuten, dass andere Faktoren den Effekt der Abschlussspülung beeinflussen können, wie z.B. die Auswahl von Adhäsivsystem und Befestigungsmaterial.

7.1.4 Befestigungsmaterialien und Stiftinsertion

Für die Befestigung der Wurzelstifte wurden in der vorliegenden Studie zwei Befestigungskomposite verwendet. Durch die Verwendung eines dualhärtenden Aufbaukomposites (CoreX Flow) mit einem Etch-and-rinse-System (XP Bond/SCA) und eines selbstadhäsiven dualhärtenden Befestigungsmaterials (RelyX Unicem)

sollte der Effekt verschiedener Spülprotokolle auf das Verhalten der einzelnen Befestigungsmaterialien verdeutlicht werden.

Die Nutzung von Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen und selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien, insbesondere der Einsatz von XP Bond/SCA/CoreX Flow und RelyX Unicem zur Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal wurde bereits mehrfach untersucht. Ein kurzer Überblick zur aktuellen Datenlage ist im Folgenden gegeben.

Schmage *et al.* verglichen die Etch-and-rinse-Systeme XP Bond/SCA/Calibra (De Trey Dentsply) und Bond-1 Primer/Adhesive/Bond-1 Activator/Build-It (Jeneric Pentron, Wallingford, CT, USA), mit den selbstätzenden/-konditionierenden Systemen AdheSe Primer/Bond/AdheSe DC Activator/Multicore Flow (Ivoclar, Vivadent) und AdheSe Primer/Bond/AdheSe Activator (Ivoclar Vivadent)/Rebilda DC (VOCO, Cuxhaven, Deutschland) und dem selbstadhäsiven Befestigungsmaterial RelyX Unicem (3M ESPE) zur Verwendung als Befestigungskomposit im Wurzelkanal. Die Befestigungssysteme wurden nach Herstellerangaben appliziert, nur bei Rebilda DC wurde AdheSE (Ivoclar Vivadent) als Adhäsivsystem verwendet. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede für RelyX Unicem, Build-It und Calibra in passenden Stift- und Stiftbettpräparationen [Schmage et al. 2009].

Sterzenbach *et al.* wiesen in ihrer Studie zur Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal mit Etch-and-rinse-Systemen (DentinBond/DentinBuild, Komet, Lemgo, Deutschland und XP Bond/SCA/CoreX Flow, Dentsply), selbstätzenden Materialien (ED Primer II/Panavia F 2.0, Kuraray) oder selbstadhäsiven Systemen (RelyX Unicem, 3M ESPE und SmartCem 2, Dentsply) nach, dass die selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien und das Etch-and-rinse-System CoreX Flow signifikant höhere Haftwerte aufwiesen [Sterzenbach et al. 2012b].

Die Autoren nehmen an, dass die hygroskopische Expansion der selbstadhäsiven Befestigungssysteme ein Grund für die erhöhten Haftwerte dieser Materialien sein könnte. Dies würde voraussetzen, dass die Friktionsretention im Wurzelkanal zur Erhöhung der Haftwerte an den Grenzflächen führt [Sterzenbach et al. 2012b].

Auch Bitter *et al.* untersuchten die Befestigungsmaterialien Panavia F (Kuraray), Multilink (Ivoclar Vivadent), Variolink II (Ivoclar Vivadent), PermaFlo DC (Ultradent, Salt Lake City, UT, USA), RelyX Unicem (3M ESPE) und Clearfil Core (Kuraray) auf ihre Haftung im Wurzelkanal. RelyX Unicem hatte hierbei signifikant höhere

Haftwerte als die anderen getesteten Materialien, welches u.a. auch auf die Feuchtigkeitstoleranz dieses Materials während der Neutralisationsreaktion zurückzuführen sein könnte [Bitter et al. 2006a].

Die Beeinflussung von Befestigungsmaterialien durch unterschiedliche Spülprotokolle wurde ebenfalls untersucht.

Eine aktuelle Studie von Bitter *et al.* zeigte eine signifikante Interaktion zwischen Befestigungsmaterial und Spülprotokoll. Das verwendete Etch-and-rinse-Adhäsivsystem XP Bond/SCA mit dem Komposit CoreX Flow zeigte unter Nutzung von 1%iger NaOCl-Spülung und Ultraschalleinsatz signifikant erhöhte Haftwerte und die Ausbildung einer homogenen Hybridschicht mit erhöhter Penetration des Materials in die Dentintubuli, verglichen mit der Kontrollgruppe (Spülung mit destilliertem Wasser). Das selbstadhäsive Befestigungsmaterial SmartCem2 demonstrierte erhöhte Haftwerte bei der Verwendung von EDTA 18 % in Kombination mit NaOCl 5,25 %, verglichen mit der Kontrollgruppe. Ähnliche Haftwerte zeigten sich auch beim Spülprotokoll NaOCl 1% mit Ultraschallaktivierung. Die mikroskopische Untersuchung der Proben beider Spülprotokolle mit SmartCem2 ergab eine erhöhte Penetration des Materials in die Dentintubuli verglichen mit der Kontrollgruppe [Bitter et al. 2013].

Für die Applikation des Adhäsivsystems wurden in der vorliegenden Untersuchung Wurzelkanal-Applikatortips (Microbrush) der Firma Dentsply verwendet. Microbrush-Applikatoren für den Wurzelkanal sind vorteilhaft, da eine gleichmäßige Menge des Adhäsivs in der gesamten Stiftbettkavität aufgetragen werden kann [Ferrari et al. 2002a, Ferrari et al. 2002b].

Zur Applikation des Befestigungsmaterials wurden vom Hersteller mitgelieferte Wurzelkanal-Applikatoraufsätze verwendet, um eine homogene Kompositfuge zu gewährleisten und eine Blasenbildung bei der Materialeinbringung in den Wurzelkanal weitestgehend zu vermeiden.

Die Insertionstiefe der Faserstifte betrug jeweils 8 mm, was an einem markierten Faserstift vor der Zementierung überprüft wurde.

Nach der Entfernung der Materialüberschüsse wurden die Befestigungsmaterialien mit einer Polymerisationslampe (Valo; Ultradent) mit maximaler Lichtleistung von 1.115 mW/cm^2 für 40 s gehärtet. Dualhärtende Befestigungsmaterialien zeigen

nach der Lichthärtung bessere Haftwerte als bei alleiniger chemischer Härtung ohne Lichtinduktion [Hikita et al. 2007, Piwowarczyk et al. 2007].

Die Aufbauten in dieser Studie wurden mit unterschiedlichen Materialien hergestellt. CoreX Flow wird vom Hersteller als Aufbaumaterial empfohlen. Für RelyX Unicem wurde als Aufbaumaterial Clearfil Core verwendet, da diese Kombination klinisch gute Ergebnisse lieferte [Sterzenbach et al. 2012a].

Im Vergleich zur klinischen Situation fehlten den Versuchszähnen die prothetischen Restaurationen. Diese waren im vorliegenden Studiendesign nicht notwendig, da keine mechanische Belastung der Proben durchgeführt wurde. Durch das Aufbaumaterial wurde die zu untersuchende Haftverbundfläche Dentin-Komposit-Stift vor der Wasseraufnahme im Lagerungsmedium geschützt.

7.1.5 Künstliche Alterung des adhäsiven Verbundes

Alle Proben mussten für die Herstellung der 1 mm dünnen Schnitte senkrecht eingebettet werden, um eine ausschließlich axial gerichtete Krafteinwirkung im späteren Ausstoßversuch zu gewährleisten. Für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ist dies eine wichtige Voraussetzung, da es ansonsten durch Scherkräfte zu einer ungleichmäßigen Belastung kommt [Habenicht 1990]. Diese axiale Ausrichtung wurde mit Hilfe des Parallelometers erreicht, welches bereits in einer anderen Studie zum Einsatz gekommen war [Bitter et al. 2012a].

Die Hälfte der Proben wurden einer thermozyklischen Wechsellast von 10.000 Zyklen zwischen 5 und 55°C ausgesetzt. Eine thermozyklische Wechsellast ruft aufgrund der unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten der Materialien eine künstliche Alterung hervor [Bullard et al. 1988, Stettmaier et al. 1978]. Mit Hilfe dieser Wechsellast wird versucht, die Temperaturbedingungen *in vivo* auf In-vitro-Studien zu übertragen. Die Bedeutung wird jedoch noch diskutiert.

In der Literatur wird eine Temperatur zwischen 0°C und 67°C als angemessen für dentale Materialien angegeben [Palmer et al. 1992]. Es konnte bereits gezeigt werden, dass durch eine thermozyklische Wechsellast die Haftwerte im Wurzelkanal beeinflusst werden [Bitter et al. 2006a, Mazzitelli et al. 2012, Mazzoni et al. 2009]. In den Studien von Bitter *et al.* und Mazzitelli *et al.* wurden die Probenzähne im Ganzen

der thermozyklischen Wechsellast zugeführt [Bitter et al. 2006a, Mazzitelli et al. 2012]. Mazzoni *et al.* hingegen stellten zunächst Probenschnitte von 1 mm Stärke her, die der thermozyklischen Wechsellast ausgesetzt wurden [Mazzoni et al. 2009]. Hierbei wird die Verbundschicht im Wurzelkanal direkt dem Wasser und der Temperatur ausgesetzt. Das könnte zu veränderten/verminderten Haftwerten führen. Wenn ganze Probenzähne der thermozyklischen Wechsellast zugeführt werden, dann ist nur der Stumpfaufbau direkt dieser Belastung ausgesetzt, die Verbundschicht im Wurzelkanal wird dabei, ähnlich wie *in vivo*, nur indirekt der Belastung durch Wasser und Temperatur ausgesetzt.

In der vorliegenden Studie wurden die Probenzähne der thermozyklischen Wechsellast und Lagerung im Ganzen zugeführt. Eine Einbettung der Proben mit Kunststoff (Technovit 4071; Heraeus Kulzer) erfolgte nur etwa 4 mm hoch im apikalen Wurzelbereich, denn eine vollständige Einbettung der Probenzähne in Kunststoff verringert den Effekt der thermozyklischen Wechsellast [Bitter et al. 2006a].

Der Zuschnitt der Probenscheiben erfolgte erst nach der thermozyklischen Wechsellast und Lagerung.

Hinsichtlich der Zyklenanzahl und der verwendeten Temperaturunterschiede gibt es unterschiedliche Meinungen. Die Temperaturunterschiede von 5 und 55°C und eine Zyklenzahl von 500 wird durch die ISO-Norm TR 11450 empfohlen [ISO 1994]. Gale und Darvell zeigten jedoch, dass mehr Zyklen gebraucht werden, um die Hafteffektivität über längere Zeit *in vitro* darzustellen [Gale und Darvell 1999]. 10.000 Zyklen entsprechen hierbei etwa einem Jahr klinischer Funktion [Gale und Darvell 1999].

Eine andere Methode zur künstlichen Alterung von Zähnen ist die thermomechanische Belastung. Hierbei wird zusätzlich zur thermozyklischen Belastung eine Simulation mit intermittierender Belastung im Kausimulator durchgeführt, um die beim Kauvorgang auftretenden Kräfte zu imitieren [Abdalla et al. 2007].

Eine Kausimulation zur mechanischen Belastungstestung der Probenzähne in der vorliegenden Studie wurde nicht durchgeführt und es erfolgte keine vollständige Restauration der Zähne mit einer Krone. Die vorliegende Studie beschränkte sich auf die künstliche Alterung durch thermozyklische Wechsellast und anschließende

Lagerung der Proben. Die Auswirkungen auf den Haftverbund sind somit geringer einzuschätzen als bei der klinisch relevanteren Verwendung eines Kausimulators.

Die Proben in der vorliegenden Studie die der thermozyklischen Wechsellast ausgesetzt wurden, wurden anschließend über sechs Monate in 0,9%iger Kochsalzlösung bei 37°C gelagert, um die Proben vor der Austrocknung zu schützen und zusätzlich ein mundähnliches Milieu zu schaffen. Das Lagerungsmedium wurde einmal wöchentlich ausgetauscht. Für eine Lagerung von Proben in wässrigem Medium wurde eine Abnahme der Haftkraft beschrieben [Carrilho et al. 2005, Reis et al. 2007].

Reis *et al.* verwendeten Schnitte von Zähnen, die in Wasser oder Mineralöl über vierundzwanzig Stunden, drei und sechs Monate gelagert wurden. Hier wurde in der Analyse ein erhöhtes Auftreten von Nanoleakage in der Wassergruppe beobachtet [Reis et al. 2007]. Über diese Nanorisse können Enzyme eintreten [Sano 2006]. Zusätzlich existieren matrixgebundene Metalloproteinasen (MMPs) in den Zahnproben, die durch freigesetzte Kalziumionen aktiviert werden könnten [Carrilho et al. 2005]. Die MMPs bauen durch ihre kollagenolytische und gelatinolytische Aktivität exponierte Kollagenfibrillen ab [Ferrari et al. 2004, Pashley et al. 2004] und mindern so den Haftverbund.

7.1.6 Prüfmethode zur Darstellung der Haftkraft im Wurzelkanal

Zur Ermittlung von Haftwerten im Wurzelkanal kann der Push-out-Test verwendet werden. Mit Hilfe dieses Tests werden mehrere Proben pro Zahn gewonnen und diese können untersucht werden, womit auch regionale Unterschiede innerhalb der Wurzel als Faktor bestimmt werden können [Goracci et al. 2004]. Die Methode wird für die Analyse der Haftwerte von Faserstiften zum Wurzelkanalentin empfohlen, da sie eine homogenere Stressverteilung aufweist, als dies bei Mikrozugfestigkeitsversuchen der Fall ist [Soares et al. 2008].

Durch die Begutachtung der einzelnen Schnitte und die Vermessung der Proben unter einem Mikroskop werden diese vor den Ausstoßversuchen begutachtet und Defekte etc. ausgeschlossen.

Eine andere Form der Prüfmethode sind die Mikrozugfestigkeitsversuche. Sie sind eine Sonderform der Zugversuche. Es werden Scheiben aus den Proben gewonnen, an denen die Kraft nur an der zu testenden Fläche ansetzt [Pashley et al. 1999].

Im Unterschied zu den Mikrozugfestigkeitsversuchen kann der Haftverbund bei den Ausstoßversuchen zuverlässiger eingeschätzt werden, da hier kaum Versager während der Testung auftreten [Bouillaguet et al. 2003, Gaston et al. 2001, Goracci et al. 2004]. Ein Nachteil der Push-out-Methode ist die Situation, in der die 1 mm dünnen Schnitte den Kräften während der Testung direkt ausgesetzt sind. Diese können nicht mit den funktionellen Kräften, denen die Stifte während der Nutzung *in vivo* ausgesetzt sind, verglichen werden [Radovic et al. 2008a]. Auch die Herstellung der Schnittpräparate könnte Artefakte hervorrufen, welche die Testergebnisse beeinflussen könnten [Radovic et al. 2008a].

In der vorliegenden Arbeit wurde der Push-out-Test mit Scheiben von einer Dicke von ca. 1 mm verwendet, um die Friktionskräfte an den Grenzflächen möglichst gering zu halten [Pashley et al. 1999]. Es wurde darauf geachtet, dass der Prüfstempel einen minimal geringeren Durchmesser als der Wurzelkanaldurchmesser aufweist [Kalinka et al. 1997], aber einen etwa gleich großen Durchmesser wie der Stiftdurchmesser der jeweiligen Probe besitzt, um die Kraft bestmöglich zu verteilen. Damit sollen Spannungsspitzen vermieden und einem Ermüdungsbruch vorgebeugt werden.

Weiterhin musste die Probe zentriert zum Prüfstempel ausgerichtet werden [Drummond et al. 1996] und es wurde eine Ausstoßöffnung gewählt, die etwas größer als der Wurzelkanaldurchmesser der Probe ist, damit es während der Testung nicht zu einem Verkanten der Probe kommen konnte und eine Verbiegung der Probe dann ebenso wenig möglich war. Es wurde bereits bestätigt, dass die Größe der Ausstoßöffnung einen Einfluss auf die Spannungsverteilung haben kann [Dhert et al. 1992].

Die Prüfgeschwindigkeit wurde auf 0,5 mm/min festgelegt. Bei dieser Geschwindigkeit ist es möglich, unter Sichtkontrolle die genaue Platzierung des Prüfstempels auf der Probe zu überprüfen. Prüfgeschwindigkeiten von weniger als 1

mm/min scheinen des Weiteren vorteilhaft, um eine unkontrollierte Dehnung der Probe zu vermeiden [Oshida und Miyazaki 1996].

In Abbildung 13 ist die typische Kraft-Verformungs-Kurve für die Ermittlung der maximalen Haftkraft beispielhaft dargestellt. Zu Beginn der Kraftereinwirkung steigt die Kurve linear, da die Bestandteile ein elastisches Verhalten aufweisen (I). Es kommt zu einem nicht-linearem Verlauf, was durch die langsame Ermüdung der Probe zu erklären ist (II, s. **Abb. 13**). Der Verbund zwischen den einzelnen Materialien löst sich progressiv. Am Ende fällt die Kurve stark ab [Bechel und Sottos 1998]. Die Probe wurde ausgestoßen (III), die Haftung der Materialien ist durch zu große Kraftereinwirkung verloren gegangen. Es folgt ein Gleiten der gelösten Materialien aneinander was eine leichte Reibung verursacht (IV).

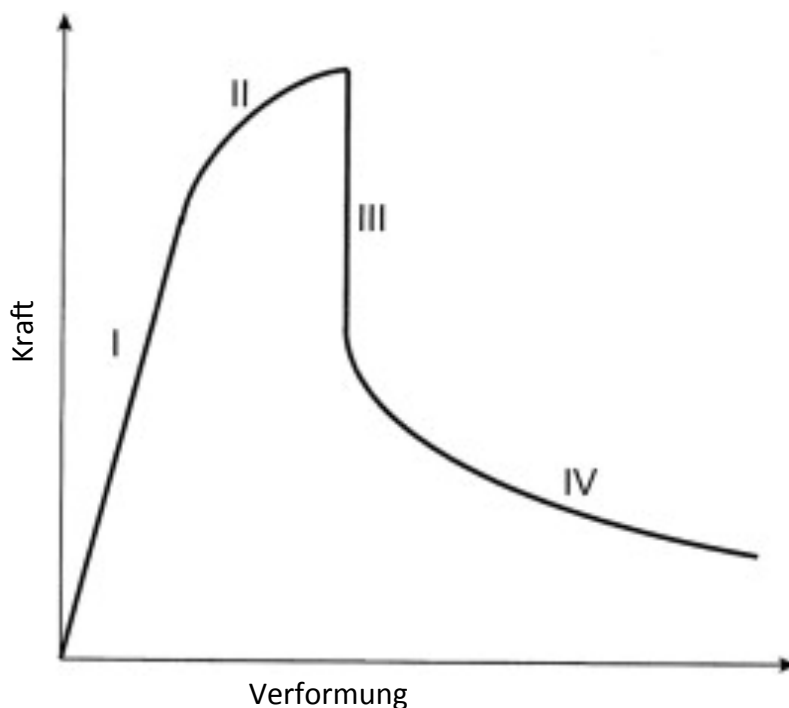


Abb. 13 Beispielhafte Kraft-Verformungs-Kurve bei Push-out-Tests.

Entnommen aus: You JH, Lutz W, Gerger H, et al. Fiber push-out study of a copper matrix composite with an engineered interface: Experiments and cohesive element simulation. 2009; 46: 4278.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Die aufgestellten Nullhypothesen müssen teilweise revidiert werden, da sowohl die adhäsive Befestigungsstrategie als auch die Vorbehandlung einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Haftkraft der Faserstifte im Wurzelkanal ausüben. Ebenso zeigten sich teilweise signifikante Interaktionen der Parameter.

Die Lagerung hatte hingegen keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Haftkraft der Faserstifte.

7.2.1 Einfluss des Befestigungsmaterials und des Stiftes auf die Haftwerte

Der selbstadhäsive Zement zeigte signifikant höhere Haftwerte im Vergleich zu dem Etch-and-rinse-System. Dieses Ergebnis wird durch vorausgegangene Studien bestätigt [Bitter et al. 2006a, Bitter et al. 2009b, Bitter et al. 2012b, Sarkis-Onofre et al. 2014].

In einer anderen Studie hingegen wurden keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte für CoreX Flow/XP Bond/SCA und dem selbstadhäsiven Befestigungsmaterial RelyX Unicem festgestellt [Mazzoni et al. 2009].

Sterzenbach *et al.* stellten nach sieben Jahren unter klinischen Bedingungen eine vorteilhafte Langlebigkeit des Befestigungsmaterials RelyX Unicem bei der Stiftretention fest, weshalb RelyX Unicem für die Nutzung im klinischen Alltag zur Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal genutzt werden kann [Sterzenbach et al. 2012a].

Bitter *et al.* zeigten, dass RelyX Unicem trotz der fast vollständigen Abwesenheit von Zementzapfen und einer Hybridschicht die höchsten Haftwerte aufwies [Bitter et al. 2009b]. Chemische Interaktionen zwischen RelyX Unicem und dem Hydroxylapatit scheinen hierbei entscheidend zu sein [Bitter et al. 2009b, Bitter et al. 2011]. Laut Herstellerangaben besitzt RelyX Unicem eine Feuchtigkeitstoleranz durch seine chemische Zusammensetzung, was ein weiterer Grund für die hohen Haftwerte sein könnte.

Dass CoreX Flow diese Eigenschaft nicht besitzt, könnte u.a. durch die eingeschränkte Sicht [Mjör et al. 2001] erklärt werden, wodurch Feuchtigkeit im

Wurzelkanal verblieben sein könnte. Hierbei spielt auch der Feuchtigkeitsgehalt im Dentin eine Rolle. Dentin besteht aus 50 Vol% Apatitkristallen, 30 Vol% organischen Materialien, hauptsächlich Kollagen Typ I, und zu etwa 20 Vol% aus Wasser [Marshall Jr. et al. 1997]. Basierend auf dem intrinsischen Wassergehalt des Dentins ist es komplizierter, eine Haftung mit Adhäsivsystemen am Dentin im Vergleich zum Schmelz herzustellen, insbesondere dann, wenn die verwendeten Adhäsivsysteme eine Feuchtigkeitskontrolle fordern [Pereira et al. 1999, Radovic et al. 2008b].

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei unterschiedlich Stifte und Befestigungssysteme von zwei Herstellern genutzt. Dies könnte die Ergebnisse der Studie beeinflusst haben, obwohl die Zusammensetzung der Faserstifte vergleichbar ist. Wenn ein Befestigungssystem inklusive Stift eines Herstellers getestet wird, dann können Inkompatibilitäten zwischen Stift und Befestigungsmaterial weitgehend ausgeschlossen und das gesamte Potenzial des jeweiligen Systems unter Laborbedingungen beurteilt werden [Radovic et al. 2008a]. Eine chemische Ähnlichkeit zwischen den genutzten Materialien ist elementar, damit hohe Haftwerte erreicht werden können [Boschian Pest et al. 2002]. Kürzlich publizierte Daten zeigen, dass der Grad der mikromechanischen Verzahnungen und der chemischen Haftung, die zur Haftstärke zwischen Faserstift und Befestigungsmaterial beiträgt, derzeit noch nicht eindeutig geklärt ist [Zicari et al. 2012]. Es wird jedoch angenommen, dass generell die mikromechanische Verzahnung zwischen Stift und Befestigungsmaterial der wichtigste Faktor in dieser Hinsicht ist [Zicari et al. 2012].

Die Analyse der Versagensmodi unterstützt das Design dieser Studie, deren Ziel es war, eine Möglichkeit zur Erhöhung der Haftung im Wurzelkanal zu untersuchen. Die häufigsten Versagensmodi in der Kontrollgruppe beider Befestigungsmaterialien waren die adhäsiven Versagen zwischen Dentin und Befestigungsmaterial, was von anderen Studien bereits gezeigt wurde [Bitter et al. 2009b, Mazzoni et al. 2009, Radovic et al. 2008a, Zicari et al. 2008], und die gemischten Fehler.

7.2.2 Einfluss der Lokalisation auf die Haftwerte

Die Haftwerte der beiden untersuchten Stifte und Befestigungssysteme waren im mittleren und apikalen Bereich des Wurzelkanals signifikant reduziert.

Diese Ergebnisse bestätigen Studien, die feststellten, dass die Haftwerte im apikalen Bereich geringer als im Vergleich mit dem koronalen Anteil der Wurzel sind [Aksornmuang et al. 2005, Bouillaguet et al. 2003, D'Arcangelo et al. 2008, Wang et al. 2008] und die Befestigung hier weniger berechenbar ist [Goracci et al. 2007]. Ein Aspekt, der zu der verminderten Haftung im apikalen Drittel der Stiftbohrung beitragen könnte, ist die dort verringerte Dentintubulidichte [Camargo et al. 2007]. Die Dicke der Hybridschicht scheint eng mit der Tubulidichte zu korrelieren und ist in koronalen Dentinbereichen ausgeprägter als in apikalen Dentinbereichen [Ferrari et al. 2000a]. Das kann einer der Gründe dafür sein, dass die Haftwerte von koronal nach apikal hin abnehmen.

Ein weiterer Faktor, der die niedrigen Haftwerte insbesondere im apikalen Wurzelbereich erklärt, ist die von koronal nach apikal abnehmende Lichtleistung der Polymerisationslampe. Dies schränkt die Härtung des Befestigungsmaterials über Licht im apikalen Bereich des Faserstiftes stark ein [Goracci et al. 2008] und kann damit die Durchhärtung der verwendeten Materialien trotz zusätzlicher chemischer Härtung vermindern.

Die Haftung im Wurzelkanal wird zusätzlich durch eine verminderte Feuchtigkeitskontrolle und eine eingeschränkte Sicht limitiert [Mjör et al. 2001]. Insbesondere nach der Entfernung der Phosphorsäurereste mit Wasser besteht die Gefahr, dass dieses in den Dentintubuli verbleibt. Zusätzlich könnte die intrinsische Permeabilität des Wassers in endodontisch behandelten Zähnen die Haftung initial behindern und die Möglichkeit der hydrolytischen Degradation an der Dentin-Adhäsiv-Grenzfläche erhöhen [Chersoni et al. 2005]. Intrinsische Permeabilität ist die Bewegung von Flüssigkeiten, in diesem Fall des im Zahn enthaltenen Wassers, durch die Schwerkraft und Druckänderungen. Über dieses Wasser im Dentin kommt es zu einer Hydrolyse von kovalenten Esterbindungen des Polymers [Breschi et al. 2008], was zur Degradation, dem Verlust bzw. Abbau der Kollagenfibrillen und hydrophilen Befestigungskomponenten führt [Tjäderhane et al. 2013].

7.2.3 Einfluss der Spüllösung auf die Haftwerte

Die Vorbehandlung des Wurzelkanalendents vor der Stiftsetzung mit unterschiedlichen Spülprotokollen hatte einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Haftwerte.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Spülprotokoll aus passivem Ultraschall und NaOCl 1 % als Kontrollgruppe und vor der Verwendung der anderen getesteten Spüllösungen genutzt. Eine kürzlich veröffentlichte Studie zeigt, dass die Haftstärke von CoreX Flow/XPBond/SCA und einem selbstadhäsiven Befestigungsmaterial durch eine passive Ultraschallaktivierung und die Nutzung von NaOCl 1 % nach der Stiftbettpräparation mit anschließender Spülung mit Aqua dest. im Vergleich mit einer einfachen Spülung mit Aqua dest. erhöht ist [Bitter et al. 2013]. Es wurde bereits bewiesen, dass eine passive Ultraschallaktivierung in Kombination mit NaOCl gute Ergebnisse für die Entfernung der Schmierschicht liefert [van der Sluis et al. 2005]. Toledano *et al.* berichteten jedoch über einen Unterschied in der Sensitivität der Adhäsivsysteme in Bezug auf den oxidierenden Effekt von NaOCl [Toledano et al. 2002].

Es kann davon ausgegangen werden, dass der oxidierende Effekt von NaOCl 1 % durch die Spülung des Stiftbettes mit destilliertem Wasser nach der Behandlung mit NaOCl 1 % und durch die Applikation der Phosphorsäure bei der Verwendung des Etch-and-rinse-Systems XP Bond/SCA/CoreX Flow (Dentsply) gering ist.

Eine insuffiziente Feuchtigkeitskontrolle in der Tiefe des Wurzelkanals könnte durch die Applikation von Ethanol kompensiert werden, indem es die Kollagenmatrix hydrophober macht [Liu et al. 2011]. Die sehr aufwendige und daher klinisch nicht relevante Ethanol-wet-bonding-Technik verwendet schrittweise und wiederholte Anwendung aufsteigender Alkoholkonzentrationen und hydrophobe Adhäsivsysteme [Sadek et al. 2010]. Eine vereinfachte Anwendung ist eine einminütige Spülung mit hochprozentigem Ethanol und kommerziell erhältlichen Adhäsivsystemen [Carvalho et al. 2009, Cecchin et al. 2011a, Cecchin et al. 2014]. In der vorliegenden Untersuchung wurde eine Spülung mit 99%igem Ethanol (EtOH) verwendet.

Die Ergebnisse der Haftwertuntersuchung der vorliegenden Studie zeigen, dass EtOH signifikant die Haftwerte beider Befestigungsmaterialien erhöhte. Eine mögliche Interpretation wäre, dass dieses Spülprotokoll in der Lage ist, die

Monomeraufnahme in das Wurzelkanaldentin unabhängig der Hydrophobität bzw. Hydrophilität des Materials zu erhöhen [Liu et al. 2011]. Somit scheint die Verwendung von EtOH eine bessere Versiegelung der Kollagenmatrix zu unterstützen. Zusätzlich soll die Anwesenheit von Ethanol die Konversionsrate hydrophiler Adhäsive erhöhen [Liu et al. 2011], was sich ebenfalls positiv auf den Haftverbund auswirken kann.

Eine Studie von Carvalho *et al.* unterstützt das Ergebnis der vorliegenden Studie, denn sie demonstrierten verbesserte Haftwerte im Wurzelkanal mit der Spülung von Ethanol in Kombination mit All Bond 2 (Bisco Inc) und One Step Plus (Bisco Inc) im Vergleich zur konventionellen Vorbehandlungstechnik [Carvalho et al. 2009].

Auch Cecchin *et al.* zeigten einen Erhalt der Haftkraft im Wurzelkanal bei der Verwendung des selbstätzenden Adhäsivsystems Clearfil SE Bond (Kuraray) in Kombination mit der Nutzung von Ethanol als Spüllösung [Cecchin et al. 2011a] sowie bei der Verwendung des Etch-and-rinse-Adhäsivsystems Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE) [Cecchin et al. 2014].

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie erweitern die Nutzung von Ethanol als Spüllösung im Wurzelkanal für das Etch-and-rinse-System XP Bond/SCA (Dentsply) und das selbstadhäsive Befestigungsmaterial RelyX Unicem (3M ESPE).

Die Analyse der Versagensmodi zeigt, dass eine Vorbehandlung mit Ethanol signifikant das adhäsive Versagen zwischen Faserstift und Befestigungsmaterial für CX und RX erhöhte. Dieses Ergebnis deutet auf eine verbesserte Adhäsion zwischen Dentin und den verwendeten Befestigungsmaterialien hin, sodass der Haftverlust am weniger starken Haftverbund zwischen Faserstift und Befestigungsmaterial stattfindet. Dieses Ergebnis könnte u.a. ebenfalls durch die vermehrte Monomeraufnahme in das Wurzelkanaldentin und die damit stärkere Verbindung zwischen Dentin und Befestigungsmaterial erklärt werden.

Eine Verminderung der adhäsiven Versagensmodi zwischen Dentin und Befestigungsmaterial durch die Verwendung einer Ethanolspülung vor der Stiftinsertion im Vergleich mit Kontrollgruppen (keine Spülung bzw. NaCl-Spülung) konnte bereits in vorhergehenden Studien gezeigt werden [Carvalho et al. 2009, Cecchin et al. 2011a]. Eine Erklärung hierfür geben die Autoren nicht.

Ein weiterer Vorteil der Alkoholapplikation ist die Hemmung bzw. Inaktivierung kollagenolytischer Enzyme [Liu et al. 2011]. Die dosisabhängige Inhibition von rekombinantem humanen MMP-9 durch die Bildung einer kovalenten Bindung

zwischen dem katalytischen Zinkatom des Enzyms und dem Sauerstoffatom der Hydroxylgruppe eines Alkohols konnte bereits demonstriert werden [Tezvergilmutluay et al. 2011]. Dies könnte eine weitere Erklärung für die hohen Haftwerte der EtOH-Gruppe nach Belastung und eventuell auch der Änderung der Versagensmodi in der vorliegenden Studie sein, denn MMPs bauen über ihre enzymatische Aktivität die exponierten Kollagen-Typ-I-Fibrillen durch die Aktivierung endogener kollagenolytischer Faktoren innerhalb der organischen Matrix des Dentins ab [Mazzoni et al. 2006, Nishitani et al. 2006b, Pashley et al. 2004], was zur Instabilität der Dentin-Komposit-Haftung führen kann.

Dass in einer weiteren Studie von Cecchin *et al.* die Nutzung von Ethanol als Spüllösung im Wurzelkanal nicht zu einem Erhalt der Haftwerte über zwölf Monate führte, [Cecchin et al. 2011b] kann zur Zeit noch nicht genau erklärt werden. Die Erklärung der Autoren, dass sich Ethanol schneller verflüchtigt und eine einminütige Spülung daher zu kurz sei, um das Wasser in den Dentintubuli und dem intertubulären Dentin zu entfernen [Cecchin et al. 2011b], muss in Frage gestellt werden, da in der vorliegenden Studie mit 5 ml Ethanol über etwa einen gleichen Zeitraum gespült wurde und die Ergebnisse eine Erhöhung der Haftwerte zeigen. Zudem wurde die Spülung mit Ethanol über eine Minute auch in den o.g. Studien verwendet und zeigte jeweils gute Ergebnisse in Bezug auf die Haftwerte im Vergleich mit Verwendung einer NaCl-Spülung [Carvalho et al. 2009, Cecchin et al. 2011a, Cecchin et al. 2014].

Eine Spülung mit 2 % CHX hatte in der koronalen Gruppe CX nach Thermocycling einen signifikanten Abfall der Haftwerte im koronalen Drittel zur Folge ($p < 0,05$). Dieses Ergebnis steht im Kontrast zu vorangegangenen Studien, die keinen negativen Einfluss von CHX auf die Langzeithaftwerte feststellen konnten [Cecchin et al. 2011b, Lindblad et al. 2012]. Dennoch stehen die Ergebnisse in Übereinstimmung mit einer anderen Studie, die eine Abnahme der Scherhaftkraft bei der Nutzung eines Etch-and-rinse-Systems in Kombination mit CHX nach einem Jahr feststellte [Shafiei und Memarpour 2010]. Für RelyX Unicem konnte keine Abnahme der Haftwerte nach der Applikation von CHX im koronalen Anteil festgestellt werden. Diese Ergebnisse werden von einer anderen Studie untermauert, die keinen negativen Einfluss auf die Langzeithaftwerte eines selbstadhäsiven Zementes bei der Nutzung von CHX finden konnte [Lindblad et al. 2012].

Eine mögliche Interaktion zwischen NaOCl und CHX kann nicht vollständig ausgeschlossen werden [Krishnamurthy und Sudhakaran 2010], obwohl der Wurzelkanal nach der Nutzung von NaOCl mit 5 ml Aqua dest. gespült wurde und die anschließende Konditionierung mit Phosphorsäure in der CX-Gruppe erfolgte.

7.2.4 Einfluss von Thermocycling und Lagerung auf die Haftwerte

Der Einfluss von thermozyklischer Wechsellast und Lagerung war nicht statistisch signifikant, obwohl eine signifikante Interaktion zwischen diesem Faktor und der Lokalisation beobachtet werden konnte. Diese Interaktion wurde bei CoreX Flow/XP Bond/SCA in der Kontrollgruppe und der CHX-Gruppe beobachtet.

Es wurde bereits gezeigt, dass Thermocycling (5.000 Zyklen bei 5 bis 55°C) keinen Effekt auf die Haftwerte aufweist, ausgenommen für RelyX Unicem, das im Anschluss an die thermozyklische Wechsellast noch höhere Haftwerte aufweisen konnte [Bitter et al. 2006a]. Bitter *et al.* belasteten die Proben hierbei im Ganzen und vollständig eingebettet in Methacrylatkunststoff.

Eine andere Studie offenbarte keinen Effekt des Thermocyclings (5.000 Zyklen bei 5 bis 50°C) auf die Haftwerte von Faserstiften, die mit RelyX Unicem und Breeze (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT, USA) befestigt wurden, während die Werte von G-Cem (GC Corporation) nach der thermozyklischen Wechsellast zunahmten [Mazzitelli et al. 2012]. In dieser Studie wurden die Proben ebenfalls im Ganzen thermozyklisch belastet, eine Einbettung in Kunststoff erfolgte nicht. Die Scheibenherstellung erfolgte erst unmittelbar vor den Push-out Versuchen. Die Autoren erklären damit die abweichenden Ergebnisse von RelyX Unicem verglichen mit o.g. Studie. Weil die Zahnwurzel direkt der wechselnden Temperatur ausgesetzt wurde, scheint die Haftverbindung zwischen Dentin und Befestigungsmaterial stärker geschwächt worden zu sein [Mazzitelli et al. 2012].

Mazzoni *et al.* hingegen zeigten, dass eine thermozyklische Wechsellast (40.000 Zyklen bei 5 bis 55°C) die Haftwerte von RelyX Unicem und Panavia F 2.0 verminderte. Für XP Bond/SCA/CoreX Flow wurde kein Einfluss des Thermocyclings nachgewiesen [Mazzoni et al. 2009]. In dieser Studie wurden die Probenzähne allerdings vor der thermozyklischen Wechsellast geschnitten und die

Haftverbundflächen damit direkt dem Lagerungsmedium ausgesetzt. Abdalla und Feilzer zeigten, dass eine Lagerung von Probenschnitten in Wasser über vier Jahre die Haftwerte signifikant reduzierte, verglichen mit einer Lagerung über vierundzwanzig Stunden von ganzen Probenzähnen in Wasser (Kontrolle). Eine indirekte Wasserlagerung (ganze Probenzähne) über vier Jahre reduzierte die Haftwerte zwar, es war jedoch kein signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe festzustellen [Abdalla und Feilzer 2008].

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie und die Ergebnisse der genannten Studien lassen vermuten, dass die thermozyklische Wechsellast und die Lagerung der Proben keinen bedeutenden Einfluss auf die Haftwerte im Wurzelkanal haben, wenn die Proben als Ganzes und zumindest teilweise in Kunststoff eingebettet gelagert werden.

8 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie konnte eine der vier Nullhypothesen bestätigt werden, eine weitere Hypothese wurde teilweise bestätigt. Die Haftwerte der Faserstifte im Wurzelkanal wurden nicht von der Lagerung und der thermozyklischen Wechsellast beeinflusst. Interaktionen der Parameter haben teilweise Einfluss auf die Haftwerte.

Eine Vorbehandlung des Wurzelkanals mit Ethanol erhöhte signifikant die Haftwerte der Faserstifte, die mit einem Etch-and-rinse-Adhäsivsystem und einem selbstadhäsiven Befestigungsmaterial eingesetzt wurden. Die Verwendung von Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen mit Ethanol wurde bereits in anderen Studien untersucht und lieferte bereits gute Ergebnisse [Carvalho et al. 2009, Cecchin et al. 2011a, Cecchin et al. 2014].

Daher kann empfohlen werden, eine finale Spülung mit Ethanol nach der ultraschallaktivierten Spülung des Kanals mit NaOCl 1% gefolgt von Aqua dest. für die Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal bei der Nutzung von ethanolbasierten Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen oder selbstadhäsiven Zementen vorzunehmen. Diese Vorbehandlung scheint die adhäsive Befestigung der Faserstifte im Wurzelkanal mit den verwendeten Systemen zu begünstigen. Matrixmetalloproteinasen könnten so inaktiviert werden, zudem scheint ein hoher Anteil des physiologisch im Zahn vorhandenen Wassers verdrängt zu werden. Hierdurch wird der hydrolytische Abbau von Kollagenen und dem Befestigungsmaterial bzw. der Verbundschicht vermindert [Liu et al. 2011]. Auch die Konversionsrate der verwendeten Kunststoffe scheint sich durch die Anwendung von Ethanol zu erhöhen und damit zu einer stärkeren Verbundschicht zu führen. Ebenso wird die Monomeraufnahme in das Dentin verbessert [Liu et al. 2011].

Die Mechanismen und Interaktionen, die hinter der Verbesserung der Haftwerte sowohl für RelyX Unicem als auch für XP Bond/SCA/CoreX Flow stehen, sollten in weiterführenden Studien untersucht werden.

Die Nutzung des selbstadhäsiven Befestigungsmaterials RelyX Unicem zeigte höhere Haftwerte als die Verwendung des Etch-and-rinse-Adhäsivsystems XP Bond/SCA/CoreX Flow unabhängig von der Vorbehandlung und kann daher für die

Zementierung von faserverstärkten Stiften empfohlen werden. Ältere Studien bestätigen diese Einschätzung [Bitter et al. 2006a, Bitter et al. 2009b, Bitter et al. 2012b, Sterzenbach et al. 2012a]. Verantwortlich für die höheren Haftwerte von selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien wie RelyX Unicem könnte neben der verringerten Techniksensitivität die geringere Kontraktionsspannung bei der Polymerisation dieser Materialien im Vergleich mit Etch-and-rinse-Adhäsiv- und Befestigungssystemen sein [Frassetto et al. 2012]. Ein konisch gestalteter Wurzelkanal und der hohe C-Faktor sind für die hohen Kräfte, die im Wurzelkanal auf den adhäsiven Verbund einwirken von Bedeutung, Befestigungsmaterialien mit einer hohen Schrumpfung produzieren daher bei der Befestigung im Wurzelkanal niedrigere Haftwerte [Sarkis-Onofre et al. 2014].

9 Literaturverzeichnis

1. Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MM, Feilzer AJ. Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *Am J Dent.* 2007; 20:250-4.
2. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent.* 2008; 36:611-7.
3. Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: an insight into the mechanisms involved. *J Endod.* 1987; 13:93-101.
4. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:431-7.
5. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Regional bond strength of four self-etching primer/adhesive systems to root canal dentin. *Dent Mater.* 2005; 24:261-7.
6. Andersen M, Lund A, Andreassen JO, Andreassen FM. In vitro solubility of human pulp tissue in calcium hydroxide and sodium hypochlorite. *Endod Dent Traumatol.* 1992; 8:104-8.
7. Armstrong SR, Vagas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, Qian F. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent.* 2004; 29:705-12.
8. Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont.* 2006; 15:172-9.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999; 27:275-8.
10. Austin JH, Taylor HD. Behavior of hypochlorite and of chloramine-T solutions in contact with necrotic and normal tissues in vivo. *J Exp Med.* 1918; 27:627-33.
11. Baldissara P, Zicari F, Valandro LF, Scotti R. Effect of root canal treatments on quartz fiber posts bonding to root dentin. *J Endod.* 2006; 32:985-8.
12. Barjau-Escribando A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006; 31:47-54.
13. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J.* 2003; 195:43-8.
14. Bechel VT, Sottos NR. Application of debond length measurements to examine the mechanics fiber pushout. *J Mech Phys Solids.* 1998; 46:1675-97.
15. Bitter K, Eirich W, Neumann K, Weiger R, Krastl G. Effect of cleaning method, luting agent and preparation procedure on the retention of fibre posts. *International Endodontic Journal.* 2012a; 45:1116-26.
16. Bitter K, Hambarayan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal. *Eur J Oral Sci.* 2013; 121:349-54.

17. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent.* 2007; 20:353-60.
18. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J.* 2006a; 39:809-18.
19. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent.* 2006b; 19:138-42.
20. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, Kielbassa AM. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. *J Endod.* 2009a; 35:1477-82.
21. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci.* 2009b; 117:326-33.
22. Bitter K, Perdigao J, Exner M, Neumann K, Kielbassa AM, Sterzenbach G. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Operative Dentistry.* 2012b; 37:397-405.
23. Bitter K, Perdigao J, Hartwig C, Neumann K, Kielbassa AM. Nanoleakage of luting agents for bonding fiber posts after thermomechanical fatigue. *J Adhes Dent.* 2011; 13:61-9.
24. Boone KJ, Murchison DF, Schindler WG, Walker WA. Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers. *J Endod.* 2001; 27:768-71.
25. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002; 18:596-602.
26. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003; 19:199-205.
27. Bourd-Boittin K, Fridman R, Fanchon S, Septier D, Goldberg M, Menashi S. Matrix metalloproteinase inhibition impairs the processing, formation and mineralization of dental tissues during mouse molar development. *Exp Cell Res.* 2005; 304:493-505.
28. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehab.* 2002; 29:257-62.
29. Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjäderhane L, Ruggeri A, Jr., Tay FR, de Stefano Dorigo E, Pashley DH. Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dent Mater.* 2010; 26:320-5.
30. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008; 24:90-101.
31. Bullard RH, Leinfelder KF, Russel CM. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc.* 1988; 116:871-4.

32. Büttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J.* 2009; 42:47-53.
33. Buttler TK, Crawford JJ. The detoxifying effect of varying concentrations of sodium hypochlorite on endotoxines. *J Endod.* 1982; 8:59-66.
34. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008; 21:328-36.
35. Camargo CHR, Siviero M, Alfonso Camargo SE, de Oliveria SHG, Carvalho CAT, Valera MC. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod.* 2007; 33:422-6.
36. Carrilho MRO, Carvalho RM, De Goes MF, Di Hipolito V, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res.* 2007; 86:90-4.
37. Carrilho MRO, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L, Carvalho RM. Mechanical stability of resin-dentin bond components. *Dent Mater.* 2005; 21:232-41.
38. Carvalho CA, Cantoro A, Mazzoni A, Goracci C, Breschi L, Ferrari M. Effect of ethanol application on post-luting to intraradicular dentine. *Int Endod J.* 2009; 42:129-35.
39. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007; 23:100-5.
40. Cecchin D, de Almeida JFA, Gomes BPFA, Zaia AA, Ferraz CCR. Effect of chlorhexidine and ethanol on the durability of the adhesion of the fiber post relined with resin composite to the root canal. *Journal of Endodontics.* 2011a; 37:678-83.
41. Cecchin D, de Almeida JFA, Gomes BPFA, Zaia AA, Randi Ferraz CC. Influence of chlorhexidine and ethanol on the bond strength and durability of the adhesion of the fiber posts to root dentin using a total etching adhesive system. *Journal of Endodontics.* 2011b; 37:1310-5.
42. Cecchin D, Giacomini M, Farina AP, Bhering CL, Mesquita MF, Ferraz CC. Effect of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber post under cyclic loading. *J Adhes Dent.* 2014; 16:87-92.
43. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res.* 2006; 85:22-32.
44. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res.* 2005; 84:223-7.
45. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001; 10:26-36.
46. Creugers NH, Mentink AG, Käyser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent.* 1993; 21:281-4.

47. D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M, Vadini M, De Angelis F, Trubiani O, Caputi S. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. *Int Endod J.* 2008; 41:322-8.
48. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984; 63:1396-9.
49. De Munck J, Van den Steen PE, Mine A, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, Van Meerbeek B. Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. *J Dent Res.* 2009; 88:1101-6.
50. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003; 82:136-40.
51. Demiryürek EO, Külünk S, Sarac D, Yüksel G, Bulucu B. Effect of different surface treatments on the push-out bond strength of fiber post to root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108:e74-e80.
52. Dentsply DeTrey GmbH. Handlungsabläufe sicher vereinfachen. 2011
53. Dhert WJA, Verheyen CCPM, Braak LH, de Wijn JR, Klein CPAT, de Groot K, Rozing PM. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *J Biomed Mater Res.* 1992; 26:119-30.
54. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res.* 1996; 32:533-41.
55. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. Aufbau endodontisch behandelter Zähne-Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2003; 58:199-201.
56. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res.* 1970; 49:Suppl: 1359-68.
57. Emilson CG. Susceptibility of various microorganisms to chlorhexidine. *Scand J Dent Res.* 1977; 85:255-65.
58. 3M ESPE. Technisches Produktdossier RelyX Fiber Post. 2006
59. 3M ESPE. Technisches Profil RelyX Unicem. 2013
60. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007a; 20:287-91.
61. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res.* 2007b; 86:729-34.
62. Ferrari M, Grandini S, Simonetti M, Monticelli F, Goracci C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002a; 94:627-31.
63. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent.* 2000a; 13:255-60.

64. Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res.* 2004; 83:414-9.
65. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, Polimeni A, Goracci C. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res.* 2012; 91:72S-8S.
66. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000b; 13:15B-8B.
67. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent.* 2002b; 15:227-31.
68. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004; 17:476-82.
69. Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2012; 28:1032-9.
70. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999; 27:89-99.
71. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod.* 2001; 27:321-4.
72. Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8 and 9 by chlorhexidine. *Clin Diagn Lab Immunol.* 1999; 6:437-9.
73. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2006; 7:79-88.
74. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res.* 2008; 87:1122-6.
75. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent.* 2007; 35:827-35.
76. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112:353-61.
77. Gu XH, Mao CY, Kern M. Effect of different irrigation on smear layer removal after post space preparation. *Journal of Endodontics.* 2009; 35:583-6.
78. Habenicht G. Kleben: Grundlagen, Technologie, Anwendungen. : Springer Verlag Berlin; 1990.
79. Hagge MS, Wong RDM, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont.* 2002; 11:19-24.
80. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater.* 1993; 9:191-7.

81. Hand RE, Smith ML, Harrison JW. Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *J Endod.* 1978; 4:60-4.
82. Hebling J, Pashley DH, Tjaderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res.* 2005; 84:741-6.
83. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007; 23:71-80.
84. Huth KC, Quirling M, Maier S, Kamereck K, AlKhayer M, Paschos E, Welsch U, Miethke T, Brand K, Hickel R. Effectiveness of ozone against endodontopathogenic microorganisms in a root canal biofilm model. *Int Endod J.* 2009; 42:3-13.
85. Inoue H, Inoue S, Uno S, Takahashi A, Koase K, Sano H. Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent.* 2001a; 3:129-36.
86. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2001b; 3:237-45.
87. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental materials - guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1994
88. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials.* 2005; 26:6449-59.
89. Kalinka G, Leistner A, Hampe A. Characterisation of the fibre/matrix interface in reinforced polymers by the push-in technique. *Composites Sci Technol.* 1997; 57:845-51.
90. Kern M, Pleimes A, Strub J. Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1995; 50:451-3.
91. Kim YK, Gu LS, Bryan TE, Kim JR, Chen L, Liu Y, Yoon JC, Breschi L, Pashley DH, Tay FR. Mineralisation of reconstituted collagen using polyvinylphosphonic acid/polyacrylic acid templating matrix protein analogues in the presence of calcium, phosphate and hydroxyl ions. *Biomaterials.* 2010; 31:6618-27.
92. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater.* 2001; 17:122-6.
93. Krastl G, Gugger J, Deyhle H, Zitzmann NU, Weiger R, Müller B. Impact of adhesive surface and volume of luting resin on fracture resistance of root filled teeth. *International Endodontic Journal.* 2011; 44:432-9.
94. Krishnamurthy S, Sudhakaran S. Evaluation and prevention of the precipitate formed on interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine. *J Endod.* 2010; 36:1154-7.
95. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod.* 1989; 15:578-80.

96. Kwiatkowski S, Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont*. 1989; 2:51-5.
97. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater*. 2005; 21:709-15.
98. Lindblad RM, Lassila LVJ, Salo V, Vallittu PK, Tjäderhane L. One year effect of chlorhexidine on bonding of fibre-reinforced composite root canal post to dentine. *J Dent*. 2012; 40:718-22.
99. Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, Pashley DH, Tay FR. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res*. 2011; 90:953-68.
100. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, Yiu CK, Carrilho MRO. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006; 22:973-80.
101. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Mikroleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent*. 2001; 85:284-91.
102. Marshall Jr. GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997; 25:441-58.
103. Martin H. Ultrasonic disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1976; 42:92-9.
104. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. *Clin Oral Invest*. 2012; 16:909-15.
105. Mazzoni A, Mannello F, Tay FR, Tonti GAM, Papa S, Mazzotti G, Di Lenarda R, Pashley DH, Breschi L. Zymographic analysis and characterization of MMP-2 and -9 forms in human sound dentin. *J Dent Res*. 2007; 86:436-40.
106. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, Breschi L. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci*. 2009; 117:447-53.
107. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjäderhane L, Toledano M, Pashley EL, Tay FR. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*. 2006; 27:4470-6.
108. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J*. 2001; 34:346-53.
109. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008; 13:E214-21.
110. Musikant BL, Deutsch AS. Post design and its impact on the root and crown. *Compend Contin Educ Dent*. 2006; 27:130-3.
111. Naenni N, Thoma K, Zehnder M. Soft tissue dissolution capacity of currently used and potential endodontic irrigants. *Journal of Endodontics*. 2004; 30:785-7.

112. Nakashima Y, Sun DH, Maloney WJ, Goodman SB, Schurman DJ, Smith RL. Induction of matrix metalloproteinase expression in human macrophages by orthopaedic particulate debris in vitro. *J Bone Joint Surg.* 1998; 80-B:694-700.
113. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113:519-24.
114. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod.* 2012; 38:432-5.
115. Nishitani Y, Yoshiyama M, Donnelly AM, Agee KA, Sword J, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on dentin bond strength. *J Dent Res.* 2006a; 85:1016-21.
116. Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgoankar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, Carvalho RM, Tjäderhane L, Tay FR, Pashley DH. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2006b; 114:160-6.
117. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng.* 1996; 6:87-100.
118. Ozturk B, Özer F. Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. *J Endod.* 2004; 30:362-5.
119. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992; 67:325-7.
120. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999; 1:299-309.
121. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993; 24:618-31.
122. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater.* 2001; 17:430-44.
123. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, Donnelly A, Garcia-Godoy F. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *American Journal of Dentistry.* 2007; 20:7-20.
124. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004; 83:216-21.
125. Perdigao J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont.* 2007; 16:154-64.
126. Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater.* 1999; 15:46-53.

127. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater.* 2007; 23:211-7.
128. Pospiech P. *Keramik-Vollkeramik - Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.* Seefeld: 3M ESPE AG; 2004.
129. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent.* 1999; 24:66-72.
130. Radlanski RJ. *Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie.* Curriculum. 2011a; 8:288.
131. Radlanski RJ. *Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie.* Curriculum. 2011b; 8:288.
132. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci.* 2008a; 116:557-63.
133. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008b; 10:251-8.
134. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *Journal of Prosthodontics.* 2010; 19:639-46.
135. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dent Mater.* 2007; 23:1164-72.
136. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater.* 2004; 20:617-22.
137. Rödiger T. Die Desinfektion des Wurzelkanalsystems. *Quintessenz.* 2013; 64:1097-105.
138. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000; 27:595-601.
139. Sadek FT, Braga RR, Muench A, Liu Y, Pashley DH, Tay FR. Ethanol wet-bonding challenges current anti-degradation strategy. *J Dent Res.* 2010; 28:1499-504.
140. Sadek FT, Pashley DH, Nishitani Y, Carrilho MR, Donnelly A, Ferrari M, Tay FR. Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *J Biomed Mater Res A.* 2008; 84:19-29.
141. Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod.* 2008; 34:842-6.
142. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod.* 2006; 32:752-5.

143. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res.* 2006; 85:11-4.
144. Santos JN, Carrilho MRO, De Goes MF, Zaia AA, de Almeida Gomes BPF, de Souza-Filho FJ, Ferraz CCR. Effect of chemical irrigants on the bond strength of a self-etching adhesive to pulp chamber dentin. *J Endod.* 2006; 32:1088-90.
145. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. 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.* 2014; 39:E31-E44.
146. Sauro S, Watson TF, Mannocci F, Miyake K, Huffman BP, Tay FR, Pashley DH. Two-photon laser confocal microscopy of micropermeability of resin-dentin bonds made with water or ethanol wet bonding. *J Biomed Mater Res Part B, Appl Biomater.* 2009; 90B:327-37.
147. Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent.* 2009; 34:93-101.
148. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004; 30:289-301.
149. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. 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.* 2004; 97:381-7.
150. Shafiei F, Memarpour M. Effect of chlorhexidine application on long-term shear bond strength of resin cements to dentin. *J Prosthodont Res.* 2010; 54:153-8.
151. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 81:262-9.
152. Sjögren U, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of ultrasonic root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987; 63:366-70.
153. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Soares PV, Qian F, Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater.* 2008; 24:1405-11.
154. Spangberg L, Engström B, Langeland K. Biologic effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1973; 36:856-71.
155. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978; 39:401-5.
156. Sterzenbach G, Franke A, Naumann M. 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.* 2012a; 38:1557-63.

157. Sterzenbach G, Karajouli G, Naumann M, Peroz I, Bitter K. Fiber post placement with core build-up materials or resin cements - An evaluation of different adhesive approaches. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2012b; 70:368-76.
158. Stettmaier K, Kinder J, Vahl J, Reinhardt KJ. Untersuchungen des thermischen Verhaltens von Schmelz, Dentin und ausgewählten Dentalwerkstoffen. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1978; 33:474-6.
159. Sulkala M, Larmas M, Sorsa T, Salo T, Tjäderhane L. The localization of matrix metalloproteinase-20 (MMP-20, enamelysin) in mature human teeth. *J Dent Res*. 2002; 81:603-7.
160. Tasman F, Cehreli ZC, Ogan C, Etikan I. Surface tension of root canal irrigants. *J Endod*. 2000; 26:586-7.
161. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Variability of microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res*. 1995; 74:1168-78.
162. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*. 2005; 31:584-9.
163. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*. 2001; 17:296-308.
164. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. 2003; 69:726-31.
165. Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MRO, Hur YB, Garrett LV, Tay KCY. Bonding BisGMA to dentin - a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res*. 2007; 86:1034-9.
166. Tezvergil-Mutluay A, Agee KA, Hoshika T, Uchiyama T, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Thompson JM, McCracken CE, Looney SW, Tay FR, Pashley DH. Inhibition of MMPs by alcohols. *Dent Mater*. 2011; 27:926-33.
167. Tittley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol*. 1998; 43:305-11.
168. Tjäderhane L, Larjava H, Sorsa T, Uitto VJ, Larmas M, Salo T. The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. *J Dent Res*. 1998; 77:1622-9.
169. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol ILS, Geraldini S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho M, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer - a review. *Dent Mater*. 2013; 29:999-1011.
170. Toledano M, Perdigão J, Osorio E, Osorio R. Influence of NaOCl deproteinization on shear bond strength in function of dentin depth. *Am J Dent*. 2002; 15:252-5.
171. Uchiyama M, Anzai M, Yamamoto A, Uchida K, Utsuno H, Kawase Y, Kasahara E. Root canal system of the maxillary canine. *Okajimas Folia Anat Jpn*. 2011; 87:189-93.

172. van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. The efficacy of ultrasonic irrigation to remove artificially placed dentine debris from human root canals prepared using instruments of varying taper. *Int Endod J.* 2005; 38:764-8.
173. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28:215-35.
174. Varela SG, Rabade LB, Lombardero PR, Sixto JML, Bahillo JDG, Park SA. In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:146-53.
175. Visse R, Nagase H. Matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases: structure, function and biochemistry. *Circ Res.* 2003; 92:827-39.
176. Wang VJJ, Chen YM, Yip KHK, Smales RJ, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater.* 2008; 24:372-7.
177. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res.* 2003; 82:141-5.
178. Weigl P, Heidemann D. Restaurative Therapie des endodontisch behandelten Zahnes. *Endodontie: Urban & Fischer Verlag;* 2001.
179. Wennberg A. Biological evaluation of root canal antiseptics using in vitro and in vivo methods. *Scand J Dent Res.* 1980; 88:46-52.
180. White RR, Janer LR, Hays GL. Residual antimicrobial activity associated with a chlorhexidine endodontic irrigant used with sodium hypochlorite. *Am J Dent.* 1999; 12:148-50.
181. Yoldas O, Alacam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. *J Endod.* 2005; 31:104-6.
182. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res.* 1996; 75:1404-13.
183. Zhang L, Huang L, Xiong Y, Fang M, Chen JH, Ferrari M. Effect of post-space treatment on retention of fiber posts in different root regions using two self-etching systems. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116:280-6.
184. Zhang SC, Kern M. The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *Int J Oral Sci.* 2009; 1:163-76.
185. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater.* 2008; 24:967-77.
186. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeck B. Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater.* 2012; 28:187-297.

10 Anhang

10.1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ANOVA	(engl.: analysis of variance) Varianzanalyse
Aqua dest.	destilliertes Wasser
C-Faktor	(engl.: configuration factor) Konfigurationsfaktor
CHX	Chlorhexidindigluconat
CLSM	konofokales Laser-Scanning-Mikroskop
CX	Gruppe: CoreX Flow, X Post
DAC	Deutscher Arzneimittel-Codex
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DGZPW	Deutsche Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (heute: DGPro; Deutsche Gesellschaft für prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien)
E-Modul	Elastizitätsmodul
et al.	(lat.: et alii) und andere
EtOH	Ethanol (auch Gruppenname)
F _{max}	maximale Kraft
Gew.-%	Gewichtsprozent
H	Wasserstoff
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
hPa	Hektopascal
IN	Gruppe: initiale Lagerung

ISO	(engl.: International Organization for Standardization) Internationale Organisation für Normung
(k)N	(Kilo)Newton
LED	(engl.: light-emitting diode) Leuchtdiode
LPS	Lipopolysaccharide
min	Minute
mm	Millimeter
MMA	Methylmethacrylat
MMPs	Matrix-Metalloproteinasen
Mon.	Monate
MPa	MegaPascal
n	Anzahl
NaCl	Natriumchlorid
NaOCl	Natriumhypochlorit
o.g.	oben genannte
p	Signifikanzniveau
Ph. Eur.	Pharmacopoea Europaea, Europäisches Arzneibuch
pH-Wert	potentia hydrogenii
RX	Gruppe: RelyX Unicem, Rely X Fiber Post
SCA	Self Cure Activator
SD	(engl.: standard deviation) Standardabweichung
s	Sekunde
Tab.	Tabelle
TEM	Transmissionselektronenmikroskop

TC	Thermocycling (thermozyklische Wechsellast, auch Gruppenname)
TCB	Trichlorbenzol
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
u.a.	unter anderem
UDMA	Urethandimethacrylat
z.B.	zum Beispiel

10.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Das XPost Stiftsystem. Abbildung entnommen aus http://deppe-dental.mainshopsystem.de/index.php/fuellungsmaterial-parapulpaere-stifte-wurzelstifte-c-16_37; entnommen am 16.03.2015.

Abb. 2 Das RelyX Fiber Post System inkl. RelyX Unicem 2. Abbildung entnommen aus http://www.netdental.de/epages/netdental.sf/de_DE/?ObjectPath=/Shops/NetDental/Products/10508-008&ViewAction=ViewProduct; entnommen am 16.03.2015.

Abb. 3 XPost, CoreX Flow und Konditionierungssystem. Abbildung entnommen aus www.postandcorekit.com/post-and-core-system; entnommen am 16.03.2015.

Abb. 4 Überblick über das Studiendesign.

Abb. 5 Einbettung der Proben mit Hilfe eines Parallelometers.

Abb. 6 Gerät für die thermozyklische Wechsellast.

Abb. 7 Exakt Säge für Dünnschnitte.

- Abb. 8** Versuchsaufbau Push-out-Versuche: Prüfstempel (waagerechter Pfeil) und Platte mit Öffnungen für den Prüfstempel (senkrechter Pfeil), Zwick Prüfmaschine.
- Abb. 9** Grafische Darstellung des Push-out-Tests. *A: Gewinnung der Probenschnitte aus der Zahnwurzel, Dicke ca. 1 mm je Scheibe. B: Ausrichtung der Probe unter dem Prüfstempel (apikaler Bereich liegt oben). C und D: Ansicht der ausgestoßenen Probe.*
- Abb. 10** Grafische Darstellung der Stiftprobe. Grundlage zur Berechnung des Stiftdurchmessers, r_1 = Radius Stift koronal (mm), r_2 = Radius Stift apikal (mm), h = Dicke der Probe (mm)
- Abb. 11** Box and Whisker Plot: Grafische Darstellung der Haftwerte in Bezug auf die Befestigungsmaterialien (CX = CoreX Flow, RX = RelyX Unciem), die Spülprotokolle (Kontrolle, CHX und Ethanol) und die Lokalisation im Wurzelkanal (koronal, Mitte, apikal). Die Sternchen markieren signifikante Unterschiede in den Behandlungsgruppen. Abbildung entnommen aus Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G (2014) Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? 18(3):927-34 Clin Oral Invest.
- Abb. 12** Stereomikroskopische Auswertung der Versagensmodi. 1) Stifffraktur, 2) adhäsives Versagen zwischen Befestigungsmaterialmaterial und Wurzelentin, 3) adhäsives Versagen zwischen Stift und Befestigungsmaterial, 4) gemischtes Versagen. Die Pfeile weisen auf das Versagen hin.
- Abb. 13** Beispielhafte Kraft-Verformungs-Kurve bei Push-out-Tests. Entnommen aus: You JH, Lutz W, Gerger H, et al. Fiber push-out study of a copper

matrix composite with an engineered interface: Experiments and cohesive element simulation. 2009; 46: 4278.

10.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Zusammensetzung der verwendeten Wurzelstifte

Tab. 2 Zusammensetzung der verwendeten Befestigungsmaterialien

Tab. 3 Durchschnittliche Haftwerte und Standardabweichung (SD) der untersuchten Befestigungssysteme in Abhängigkeit von Vorbehandlung, Lagerung und Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals. Gleiche hochgestellte Buchstaben bedeuten keinen signifikanten Unterschied innerhalb der Lokalisation ($p < 0,05$; Tukey-HSD). Thermocycling = TC, Lagerung = L. Tabelle entnommen aus Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G (2014) Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? 18(3):927-34 Clin Oral Invest.

Tab. 4 Versagensmodi der untersuchten Materialien in Bezug auf die erfolgte Vorbehandlung. In den Klammern stehen die Angaben in Prozent [%]. Tabelle entnommen aus Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G (2014) Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? 18(3):927-34 Clin Oral Invest.

10.4 Liste der verwendeten Materialien

Material	Bezeichnung, Firma	LOT Nummer
Adhäsiv für das Aufbaumaterial	Clearfil New Bond; Kuraray Europa, Frankfurt am Main, Deutschland	
Adhäsiv für das Befestigungsmaterial	XP Bond; Dentsply, Konstanz, Deutschland	1108002680
	Self Cure Activator; Dentsply, Konstanz, Deutschland	110412
Applikationskanüle für RelyX Unicem	3M ESPE, Seefeld, Deutschland	
Applikator tip	Dentsply, Konstanz, Deutschland	
Ätzel	Detrey Conditioner 36; Dentsply, Konstanz, Deutschland	1107001568
Aufbaukomposit	Clearfil Core New Bond; Kuraray, Europa, Frankfurt am Main, Deutschland	041519

Befestigungsmaterial	CoreX Flow; Dentsply, Konstanz, Deutschland	110816, 110729
Befestigungsmaterial, selbstadhäsiv	RelyX Unicem 2 Automix; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland	438005
Einbettkunststoff	Technovit 4071; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	
Einwegspritze	Vedefar NV, Dilbeek, Belgien	
Endokanülen	Vedefar NV, Dilbeek, Belgien	
Erweiterungsbohrer	Gates-Glidden-Bohrer VI-I; Henry Schein, Meville (New York), USA	
	Formbohrer Fiber Post Drill Size 2; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland	330727
	Maillefer Largo Peeso Reamer Nr. 2; Dentsply, Konstanz, Deutschland	1109002049
	Maillefer Precision Drill; Dentsply,	1109002049

Konstanz, Deutschland

	Universalbohrer DT Universal	30907
	Drill; VDW, München, Deutschland	
Faserstifte	RelyX Fiber Post Size 2; 3M	162671104,
	ESPE, Seefeld, Deutschland	150001012
	XPost Nr. 4; Dentsply, Konstanz, Deutschland	9415610
Feilensysteme	Mtwo System 701 und 702; VDW, München, Deutschland	0911310710, 0910310706
	Flex-Master System 045, 050 und 060; VDW, München, Deutschland	0902310636, 0908310684
Guttaperchastifte	ISO-Größe 60/.02'; VDW GmbH, München, Deutschland	
Lagerungslösungen	Chloramin-T-Lösung 0,5%; Apotheke Charité -	

Universitätsmedizin Berlin, Berlin,
Deutschland

NaOCl 0,9%; eigene Herstellung

Messlehre	Endo-M-Block; Dentsply, Konstanz, Deutschland
Objektträger	Plexiglas-Objektträger Diaplus, Oststeinbeck, Deutschland
Papierspitzen	ISO 60; VDW, München, Deutschland
Provisorisches Verschlussmaterial	Cavit; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland
Scaler	SM239 Hu Friedy; Chicago (Illinois), USA
Sealer	2Seal; VDW, München, Deutschland
Sekundenkleber	UHU Sekundenkleber, UHU, Bühl, Deutschland

Spüllösungen	Chlorhexidindigluconat 2 %; Apotheke Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland
	Natriumhypochlorit 1 %; Hedinger, Stuttgart, Deutschland
	Ethanol 99 %; eigene Herstellung
Trennscheibe	Diamantierte Trennscheibe; Komet, Lemgo, Deutschland
Ultraschall-Zubehör	Oszillierende Feile für Ultra- schall DT-069, Endo Soft Instrument; EMS, Nyon, Schweiz

10.5 Liste der verwendeten Geräte und Programme

Apparatur für thermozyklische Wechsellast	Mikroprozessor gesteuertes Temperaturwechselbad, Laborwerkstätten Charité, Berlin, Deutschland
Endomotor	X-Smart; Dentsply, Konstanz, Deutschland
Ergebnisprogramm	testXpert II; Zwick Roell, Ulm, Deutschland
Lupenbrille	Orasoptic TTL Lupenbrille 2,5; Middleton (Wisconsin), USA
Messdose 2,5kN	Zwick Roell; Ulm, Deutschland
Mikrometerschraube	Mahr, Göttingen, Deutschland
Parallelometer	Degussa VD2-523; Degussa Dental, Düsseldorf,

	Deutschland
Polymerisationslampe	Valo LED-Polymerisationslampe; Ultradent, München, Deutschland
Präzisionsdiamandbandsäge	EXAKT 300; Exakt Vertriebs GmbH, Norderstedt, Deutschland
Statistikprogramm	SPSS version 21; SPSS Inc., Chicago (Illinois), USA
Stereomikroskop	SV 11; Zeiss, Jena, Deutschland
Ultraschallgerät für die Reinigung	Sirosonic; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
Ultraschallgerät für die Probenherstellung	Piezon Minimaster System; EMS, Nyon, Schweiz
Universalprüfmaschine	Zwick Roell; Ulm, Deutschland
Wurzelfüllsystem inkl. Plugger	BeeFill2in1; VDW, München, Deutschland

11 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Lena Aschendorff, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Der Haftverbund von Glasfaserstiften im Wurzelkanal nach der Nutzung von unterschiedlichen Spülprotokollen und adhäsiven Befestigungsmaterialien in vitro“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Grafiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit der Betreuerin angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilserklärung an erfolgten Publikationen

Lena Aschendorff hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? Clin Oral Investig. 2014 Apr; 18(3):927-34. doi: 10.1007/s00784-013-1040-1. Epub 2013 Jul 20.

Beitrag im Einzelnen: selbstständige Durchführung der Experimente, Datenzusammenführung und Datenanalyse, Kontrolle des Manuskripts.

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden Hochschullehrerin

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

12 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

13 Publikationsliste

Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? Clin Oral Investig. 2014 Apr; 18(3):927-34. doi: 10. 1007/s00784-013-1040-1. Epub 2013 Jul 20.

14 Danksagung

Mein besonderer Dank für die gute Zusammenarbeit geht an meine Betreuer Frau Dr. Bitter und Herrn Dr. Sterzenbach für die Vergabe des interessanten Themas und die Unterstützung. Beide hatten stets ein offenes Ohr für mich. Ich danke Frau Dr. Bitter zusätzlich für die Motivation und Korrektur der Arbeit. Frau Dr. Bitter hatte immer wertvolle Anregungen und Anmerkungen für mich, die mir bei der Erstellung meiner Dissertation sehr geholfen haben.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. Blunck, der mich ebenfalls während der Umsetzung meiner Arbeit tatkräftig unterstützte. Mein weiterer Dank geht an die wissenschaftlichen Mitarbeiter der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Charité Berlin wodurch mir die Nutzung der technischen Geräte zur Herstellung und Auswertung meiner Proben erst möglich wurde, insbesondere möchte ich mich hier bei Frau Schöpf und Herrn Toll bedanken, ohne die die Arbeit im Labor nicht möglich gewesen wäre.

Ich danke meinem Freund Philipp, der viel Geduld mit mir hatte und so manchen Tag auf mich verzichten musste.

Mein letzter Dank geht an meine Eltern, die mich auf meinem Lebensweg jederzeit unterstützt haben und ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.