

Aus der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin
Berlin

DISSERTATION

**Einfluss von Spülprotokollen auf die Haftung faserverstärkter
Wurzelstifte bei Anwendung verschiedener Adhäsionsstrategien**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Ani Hambaryan
aus Krasnoselsk

Datum der Promotion: 21.06.2020

Die Ergebnisse meiner Promotionsarbeit wurden veröffentlicht:

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. European journal of oral sciences. 2013;121(4):349-54.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Abstrakt	1
2	Einleitung	4
3	Literaturübersicht	6
3.1	Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne.....	6
3.2	Stiftversorgungen	7
3.2.1	Indikation für die Stiftsetzung	7
3.2.2	Faserstifte.....	8
3.2.3	Klinische Studien zum Einsatz von Faserstiften.....	11
3.2.4	Stiftbettpräparation	12
3.3	Reinigung der Kavität	13
3.3.1	Spüllösungen.....	13
3.3.1.1	Natriumhypochlorit	15
3.3.1.2	Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA)	18
3.3.1.3	Ultraschallaktivierung	20
3.3.1.4	Chlorhexidin	22
3.4	Adhäsive Befestigung im Wurzelkanal	24
3.4.1	Anatomische Besonderheiten und Herausforderungen	24
3.4.2	Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor	25
3.4.3	Adhäsivsysteme und Befestigungsmaterialien.....	26
4	Ziel der Arbeit und Arbeitshypothese	30
5	Material und Methoden	31
5.1	Materialien	31
5.1.1	Die Stiftsysteme	31
5.1.1.1	FRC Postec Plus.....	31
5.1.1.2	Monobond Plus	32
5.1.1.3	X Post	32
5.1.2	Die Befestigungsmaterialien.....	33
5.1.2.1	Adhese DC.....	33
5.1.2.2	Multicore Flow	34
5.1.2.3	Core X Flow	36
5.1.2.4	XP Bond	37
5.1.2.5	SmartCem2	38

5.1.3	Hilfsmaterialien.....	39
5.1.3.1	Technovit.....	39
5.1.3.2	Farbstoffe.....	39
5.2	Methode.....	40
5.2.1	Flussdiagramm der Studie.....	41
5.2.2	Vorbereitung der Zähne.....	42
5.2.3	Aufbereitung der Wurzelkanäle und Wurzelfüllung.....	42
5.2.4	Stiftbettpräparation.....	43
5.2.5	Spülung des Stiftbettes.....	44
5.2.6	Setzen der Stifte.....	48
5.2.7	Herstellung der Proben für Push-out-Tests.....	50
5.2.8	Ausstoßversuche.....	53
5.2.9	Analyse des Versagensmodus.....	55
5.2.10	Qualitative Analyse mit CLSM.....	56
5.2.10.1	Verarbeitung von SmartCem2.....	56
5.2.10.2	Verarbeitung von CoreX Flow.....	57
5.2.10.3	Verarbeitung von Multicore Flow.....	57
5.2.10.4	Vorbereitung der Proben.....	57
5.2.10.5	Anfertigung und Bewertung der Bilder.....	58
5.2.11	Statistische Auswertung.....	58
6	Ergebnisse.....	60
6.1	Hauptergebnisse.....	60
6.2	Ergebnisse Versagensmodi.....	64
6.3	Ergebnisse CLSM-Analyse.....	65
7	Diskussion.....	69
7.1	Diskussion der Methode.....	69
7.1.1	Probenzähne.....	69
7.1.2	Aufbereitung der Zähne und Stiftbettpräparation.....	70
7.1.3	Reinigung nach der Stiftbettpräparation.....	71
7.1.4	Befestigungsmaterialien und Stiftinsertion.....	73
7.1.5	Die Anwendung der Push-out-Methode.....	77
7.1.6	Die Bestimmung der Versagensmodi.....	78
7.2	Diskussion der Ergebnisse.....	80
7.2.1	Einfluss des Befestigungsmaterials auf die Ergebnisse.....	80

7.2.2	Einfluss der Spüllösung auf die Ergebnisse	82
7.2.3	Diskussion der Versagensmodi	87
7.2.4	Einfluss der Lokalisation auf die Ergebnisse	88
8	Schlussfolgerungen	90
9	Literaturverzeichnis.....	92
10	Anhang.....	114
10.1	Abkürzungsverzeichnis.....	114
10.2	Abbildungsverzeichnis.....	115
10.3	Tabellenverzeichnis	117
10.4	Liste der verwendeten Materialien.....	117
10.5	Liste der verwendeten Hilfsmaterialien.....	118
10.6	Geräteliste	119
10.7	Bearbeitungsprogramme	120
11	Eidesstattliche Versicherung	121
12	Lebenslauf	123
13	Publikationsliste.....	124
14	Danksagung.....	125

1 Abstrakt

Problemstellung: Bei der Etablierung eines suffizienten adhäsiven Verbundes zum Wurzelkanalentin steht nach der Stiftbettpräparation die Spülung mit geeigneten Spülprotokollen und deren Auswirkungen auf die Haftfestigkeiten bei der Anwendung von Befestigungssystemen mit unterschiedlichen Adhäsionsstrategien im Mittelpunkt des Interesses. **Zielsetzung:** Die Studie hatte zum Ziel, den Einfluss ausgewählter Spülprotokolle (IPs) sowie dreier Befestigungssysteme auf die Retention faserverstärkter Wurzelkanalstifte im Push-out-Testverfahren zu untersuchen. **Material und Methoden:** 180 menschliche obere Frontzähne wurden in drei Gruppen aufgeteilt ($n = 60$). Die Zähne wurden dekapitiert, aufbereitet und die Wurzeln mit der Technik der vertikalen Kondensation gefüllt. Bei 120 Zähnen erfolgten die Stiftbettpräparationen (8 mm) mit den dem XPost-System zugehörigen Vorbohrern, während bei den restlichen 60 Zähnen die Präparation mit Vorbohrern des FRC-Postec-Systems vorgenommen wurde. Die Stiftbettkavitäten wurden in allen drei Gruppen mit folgenden fünf Spülprotokollen (IPs) für jeweils 60 s behandelt ($n = 10$): **IP1** (Kontrolle): 5 ml destilliertes Wasser; **IP2:** 5,25 % Natriumhypochlorit (NaOCl) mit passiver Ultraschallaktivierung (PUI); **IP3:** 1 % NaOCl mit PUI; **IP4:** 18 % Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA) gefolgt von 5,25 % NaOCl und **IP5:** 2 % Chlorhexidin (CHX). Die Faserstifte wurden jeweils bei einem Drittel der Zähne mit einem selbstkonditionierenden Befestigungskomposit (*Multicore/AdheseDC*) (**MC**), mit einem Etch-and-rinse-System (*CoreXFlow/XPBond*) (**CX**) und einem selbstadhäsiven Befestigungszement (*SmartCem2*) (**SC**) eingesetzt. Anschließend wurden die Haftwerte der Wurzelkanalstifte im Push-out-Test bestimmt und eine Analyse der Versagensmodi unter einem Stereomikroskop durchgeführt. Darüber hinaus erfolgte eine qualitative CLSM-Untersuchung an zwei Proben aus jeder Gruppe, um die Dentin-Komposit-Verbundzone zu beurteilen. **Ergebnisse:** Faserstifte, die mit dem selbstkonditionierenden System befestigt wurden, zeigten signifikant höhere Haftwerte MC ($16,2 + 6,9$ MPa) als solche, die mit dem Etch-and-rinse-System CX ($8,5 + 4,2$ MPa) oder mit dem selbstadhäsiven Zement SC ($9,2 + 4,7$ MPa) eingesetzt worden waren. Darüber hinaus wiesen die Wurzelkanalstifte bei der Verwendung von EDTA 18 % und NaOCl 5,25 % (IP4) bei dem selbstadhäsiven Zement signifikant höhere

Retentionswerte auf. Dieses IP verringert jedoch die Haftkraft des Etch-and-rinse-Befestigungssystems, während die Spülung mit NaOCl 1 % mit passive Ultraschallaktivierung die Bindungsstärke für dasselbe System signifikant steigert.

Schlussfolgerungen: Die untersuchten Spülprotokolle beeinflussten signifikant die Haftfestwerte der Faserstifte im Wurzelkanal, abhängig vom verwendeten Befestigungssystem. Folglich muss das gewählte Spülprotokoll auf das verwendete System mit entsprechender Befestigungsstrategie angepasst werden.

Schlagwörter:

faserverstärkte Wurzelkanalstifte, Spülprotokoll, Push-out-Haftkraft, Wurzelentfernung

Abstract

Objectives: The aim was to investigate the effects of various irrigation protocols on the push-out bond strength of fiber posts luted with three different adhesive approaches.

Methods: 180 extracted human anterior teeth were divided into three groups (n=60) and endodontically treated. Prior post placement the post space was irrigated using the following protocols in each group: IP1 (control): 5 mL aqua dest.; IP2: 5.25% sodium hypochlorite applied with passive ultrasonic irrigation (PUI); IP3: 1% sodium hypochlorite applied with PUI.; IP4: 5.25% sodium hypochlorite followed by 17% Ethylenediaminetetracetic acid (EDTA); IP5: 2% Chlorhexidine (CHX). Fiber post placement in each group was performed using the following luting systems: FRC Postec/MultiCore Flow/AdheSE DC (MC) (Ivoclar Vivadent) (self-etching approach), XPost/Core·X Flow/XP Bond and Self Cure Activator (CX) (Dentsply Detrey) (etch and rinse), XPost/Smart Cem (SC) (Dentsply Detrey) (self-adhesive). Bond strengths were evaluated using push-out tests.

Results: Bond strength was significantly affected by the luting systems ($p < 0.0005$) and the irrigation protocol ($p = 0.001$; ANOVA). A significant interaction was observed between the factors luting system and irrigation protocol ($p = 0.013$; ANOVA). CX [8.5 (4.2) MPa] and SC [9.2 (4.7) MPa] demonstrated significantly lower bond strength compared to MC [16.2 (6.9) MPa]. IP3 and IP4 were effective for the luting system SC ($p < 0.05$) and IP3 was effective for CX ($p < 0.05$; Tukey post-hoc test).

Conclusion: The investigated irrigation protocols significantly affected bond strengths of fiber posts inside the root canal depending on the luting system used. Consequently, the irrigation protocol should be adapted to the applied luting system.

Keywords: fiber post; irrigation protocol; push-out bond strength; root canal dentin

2 Einleitung

Endodontisch behandelte Zähne können in Folge von Traumen, Karies und direkt während der endodontischen Behandlung ihre nativen Eigenschaften verlieren und sind im Vergleich zu vitalen Zähnen mit einem höheren Misserfolgsrisiko behaftet [Van Nieuwenhuysen et al. 2003]. Bei deren Wiederaufbau sollen primär Funktionsfähigkeit, Ästhetik sowie Frakturprophylaxe erreicht und eine Reinfektion weitestgehend verhindert werden [Aquilino et al. 2002].

Bei stark zerstörten Zähnen, bei denen aufgrund verloren gegangener Zahnhartsubstanz ungenügender Halt für den plastischen Aufbau vorhanden ist, ist für den langfristigen Erfolg eine adäquate postendodontische Versorgung in Form eines Wurzelstiftes von entscheidender Bedeutung [Naumann et al. 2006]. Hierbei entwickelt sich die Tendenz, konfektionierte, nicht metallische Materialien aus faserverstärktem Komposit als Aufbaustift zu verwenden [Bitter und Kielbassa 2007a].

Als ein entscheidender Vorteil der Faserstifte im Vergleich zu metallischen Stiftaufbauten wird ein dem Dentin ähnliches Elastizitätsmodul postuliert [Duret et al. 1990a; Bateman et al. 2003; Lanza et al. 2005]. Durch eine entsprechende Biegeelastizität bei Belastung soll es zu einer besseren Spannungsverteilung zwischen dem Aufbaustift und dem Dentin kommen [Tay und Pashley 2007]. Ein sogenannter „Monoblock“ aus dem Restdentin, dem Befestigungsmaterial und dem Faserstift wird angestrebt. Dieser soll sich bei Belastung wie gesundes Zahngewebe verhalten, wodurch das Wurzelfrakturnisiko minimiert werden soll. Jedoch können Spannungen im Bereich des Befestigungsmaterials und des Aufbaustiftes konzentriert auftreten, was zum Verlust des Aufbaustiftes führen kann [Assif et al. 1994; Bolhuis et al 2004]. Dies unterstreicht die Bedeutung des Haftverbundes zwischen dem Stift und Befestigungsmaterial sowie des Verbundes zwischen Befestigungsmaterial und Wurzelkanaldentin. Daher hängt der Erfolg des Verbundes sowohl vom verwendeten Befestigungsmaterial als auch vom Verbund zum Wurzelkanaldentin ab. Faserverstärkte Stifte werden zumeist adhäsiv im Wurzelkanal befestigt. Hierbei stehen verschiedene Adhäsionsstrategien zur Verfügung, die sich in selbst- und phosphorsäurekonditionierende Materialien kategorisieren lassen. Die selbstkonditionierenden Systeme unterteilen sich weiterhin in selbstadhäsive Zemente und Befestigungskomposite mit einem selbstkonditionierenden Adhäsivsystem. Bisherige Daten ergeben kontroverse Ergebnisse, sodass gegenwärtig nicht abschließend geklärt

ist, welche der verschiedenen Adhäsionsstrategien eine bessere Haftung zum Wurzelkanal liefern. Eine aktuelle Metaanalyse von Sarkis-Onofre *et al.* zeigte jedoch, dass die Ergebnisse zwar hinsichtlich der Haftkraft zum Wurzelkanalentin in Abhängigkeit vom Studiendesign variieren, die Verwendung von selbstadhäsiven Befestigungszementen aber dennoch eine bessere Haftung zum Wurzelkanalentin zu gewährleisten scheint [Sarkis-Onofre *et al.* 2014]. Hierfür werden die geringe Schrumpfung bei der Polymerisation und die Feuchtigkeitstoleranz der selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien als relevante Vorteile angesehen [Sarkis-Onofre *et al.* 2014].

Ein weiteres für den Verbund zum Wurzelkanalentin entscheidendes Kriterium ist die Beseitigung der sogenannten Schmierschicht (*Smear layer*). Diese aus Zell- und Zahnhartgewebetümmern, Mikroorganismen und Resten des Pulpagewebes bestehende Schicht [Pashley *et al.* 1992] ist durch die Stiftbettpräparation dicker und kann zusätzlich zu den Überresten der Kanalaufbereitung auch Guttapercha- und Sealerreste enthalten [Serafino *et al.* 2004; Goracci *et al.* 2005; Perdigao *et al.* 2007; Zhang *et al.* 2008]. Ein spaltfreier adhäsiver Verbund kann ohne deren Beseitigung nicht gewährleistet werden [Heymann und Bayne 1993]. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt herrscht noch Unklarheit darüber, welche Maßnahmen zur Beseitigung der Schicht eingesetzt werden sollten. Zur Reinigung der Stiftbettkavität wurden u. a. die Anwendung von Chelatbildnern wie EDTA oder CHX und Natriumhypochlorit [Kraatz *et al.* 2008; Bitter *et al.* 2010] sowie die Konditionierung der Dentinoberfläche mit Phosphorsäure [Zappini *et al.* 2003; Kianusch *et al.* 2009; Etienne *et al.* 2010] empfohlen. Jedoch zeigten SEM-Aufnahmen, dass durch keine der Maßnahmen die gesamte Schicht von den Wurzelkanalwänden vollständig entfernt werden konnte [Serafino *et al.* 2004].

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war, die Effektivität der vorgenannten Spüllösungen in der Stiftbettkavität in Kombination mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien zu untersuchen, um den Einfluss von Spüllösungen und Befestigungsmaterialien sowie deren Interaktion auf den Haftverbund zum Wurzelkanal zu analysieren.

3 Literaturübersicht

3.1 Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne

Nach einer erfolgreich durchgeführten Wurzelkanalbehandlung liegt es in der Verantwortung des behandelnden Zahnarztes, den Zahn restaurativ zu versorgen und in dieser Hinsicht prognostisch die richtige Entscheidung zu treffen. Maßgebend für die funktionelle und ästhetische Rehabilitation in der Mundhöhle sind neben der adäquat durchgeführten Wurzelkanalbehandlung der bakteriendichte Verschluss des Wurzelkanalsystems sowie eine ausreichende Frakturprophylaxe [Aquilino et al. 2002; Tronstad et al. 2000].

Im Vergleich zu vitalen Zähnen frakturieren endodontisch behandelte Zähne häufiger [Adolphi et al. 2007]. Es ist allgemein bekannt, dass diese erhöhte Frakturanfälligkeit nicht mit veränderten physikalischen Dentineigenschaften [Schwartz und Robbins 2004, Dietschi et al. 2007] und entgegen der früheren Annahme nicht mit einem veränderten Feuchtigkeitsgehalt [Papa et al 1994] zusammenhängt. Vielmehr zeigen die biomechanischen Strukturähnlichkeiten des Dentins zwischen den endodontisch versorgten Zähnen und deren kontralateralen vitalen Paaren, dass für die erhöhte Versagensrate andere Faktoren verantwortlich zu sein scheinen. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass die Belastungsfähigkeit des Zahnes viel mehr vom Zahntyp, dessen Position und Funktion im Zahnbogen sowie vom Ausmaß des koronalen Substanzverlustes abhängt [Sorensen et al. 1984; Naumann et al. 2005]. Reeh *et al.* zeigten in einer Untersuchung von 1989, dass die Präparation einer MOD-Kavität während einer Wurzelkanalbehandlung den Zahn um mehr als 60 % im Vergleich zu den vitalen Zähnen destabilisiert.

Ein zusätzlicher diskutierter Aspekt ist der Verlust pulpaler Mechanozeptoren. Dadurch soll es zu einer unkontrollierten gesteigerten Belastungsschwelle kommen, ohne dass angesteuerte protektive Stoppmechanismen aktiviert werden können [Randow und Glantz 1986].

3.2 Stiftversorgungen

3.2.1 Indikation für die Stiftsetzung

Die Versorgung wurzelkanalbehandelter Zähne mit indirekten Stiftrestorationen galt für Jahrzehnte als Goldstandard in der Zahnmedizin. Stiftsysteme stärken jedoch die Wurzel der Zähne nicht, vielmehr führt der Verlust des vor allem radikulären Dentins im Rahmen der Stiftbettpräparation zu einer Schwächung des Zahnes [Assif et al. 1994; Salameh et al. 2006]. Somit können Wurzelkanalstifte ausschließlich als retentive Elemente betrachtet werden [Christensen et al. 1996; Heydecke et al. 1999]. Des Weiteren scheint die für den adhäsiven Aufbau zur Verfügung stehende verbliebene Oberfläche ein entscheidender Faktor für die Stabilisierung des Zahnes zu sein [Eakle et al. 1994].

Um diese verbliebene Oberfläche von tief zerstörten Zähnen beurteilen zu können, hat man mit unterschiedlichen Therapiekonzepten versucht, standardisierte, vorgeschriebene geometrische Parameter festzulegen. Naumann *et al.* versuchten 2006 *in vivo*, die Dimensionen von Defekten bei wurzelkanalbehandelten Zähnen, bei denen ein Stift indiziert ist, zu definieren. Dabei unterteilten die Autoren die Zähne nach vertikal verbliebener Zahnhartsubstanz, nach Dicke der verbliebenen Zahnwand und der Ausdehnung des Defektes. Trotz der Reproduzierbarkeit der Methode scheint hier der Fokus auf die Defektgröße gelegt worden zu sein, ohne geeignete Therapieansätze zu machen [Krastl et al. 2011].

In der Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) sowie in der aktuellen Literatur findet man eine Unterteilung der wurzelkanalbehandelten Zähne je nach Destruktionsgrad [Edelhoff et al. 2003]. Die Unterteilung erfolgte in geringen, mittleren und starken Zerstörungsgrad. Eine Wurzelstiftinsertion wird im Allgemeinen nur bei einem starken Destruktionsgrad der klinischen Krone (ein Dentinsaum von weniger als 2 mm Höhe) empfohlen [Creugers et al. 1993; Bitter et al. 2009]. Dennoch deuten Untersuchungen darauf hin, dass die Stiftindikation auch in Abhängigkeit vom Zahntyp gestellt werden sollte. So wurde in *In-vitro*-Untersuchungen nachgewiesen, dass die Frakturresistenz bei oberen mittleren Frontzähnen, insbesondere aufgrund der extraaxialen Belastung und der relativ kleinen Pulpenkammer bei 50 % intakter klinische Krone durch die Wurzelstiftinsertion *in vitro* erhöht wird [Grandini et al. 2005; Naumann et al. 2007a]. Tief zerstörte Frontzähne mit stark aufgeweitetem Kanaleingang (Kanalwand < 1 mm) sind kritisch und können klinisch

vermutlich nicht hinreichend belastbar bewertet werden. Hier sehen die Autoren eine Therapiealternative (Brücke, Implantat) für die tägliche Praxis als empfehlenswert. Bei Zähnen, die mit einer Einzelkrone versorgt waren, bestand im Vergleich zu Brückenpfeilern ein zweifach erhöhtes relatives Risiko des Versagens. Weitere experimentelle und klinische Untersuchungen zur Bestimmung der Bruchlast auch bei oberen Prämolaren zeigen, dass die Wurzelstiftinsertion bereits bei zwei bestehenden Zahnwänden positiv die Frakturresistenz beeinflusst [Ferrari et al. 2007; Sorrentino et al. 2007]. Hierbei scheint besonders das ungünstige Kronen-Wurzel-Verhältnis das Frakturrisiko zu beeinflussen [Schwartz und Robbins 2004]. Diese Ergebnisse scheinen sich auch klinisch zu bestätigen [Ferrari et al. 2007b; Signore et al. 2011]. Für untere Molaren konnte durch die Stiftinsertion selbst bei einem höheren Zerstörungsgrad mit einer intakten Zahnwand keine Steigerung der Frakturresistenz gezeigt werden [Salameh et al. 2006]. Viel entscheidender für die Bruchlast bei diesem Zahntyp ist laut Autoren die Anzahl der verbliebenen Wände und nicht die zusätzliche Versorgung mit einem Wurzelstift. Hier scheinen aufgrund der größeren Pulpenkammer die für den Aufbau zur Verfügung stehende große adhäsive Oberfläche und die axiale Belastung der Zähne selbst möglich zu machen, dass auf die Wurzelstiftinsertion verzichtet werden kann [Butz et al 2007]. In einer klinischen Studie wiesen jedoch Molaren mit einem großen Zahnhartsubstanzverlust ohne Stiftverankerung bereits nach 32 Monaten erhöhte Versagensraten auf [Bitter et al. 2009].

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass bei bestehenden Anteilen der klinischen Krone für den suffizienten koronalen Aufbau mit oder ohne eine intraradikuläre Verankerung mit Wurzelstiften einige Parameter wie Zahntyp, Anzahl der verbliebenen Wände sowie Stiftart als entscheidende, die Stabilität des Zahnes beeinflussende Faktoren kritisch hinterfragt und berücksichtigt werden müssen [Schwartz und Robbins 2004; Krastl et al. 2011].

3.2.2 Faserstifte

Besteht die Indikation zur Wurzelstiftinsertion, stehen eine Vielzahl sowohl individueller als auch konfektionierter Stiftsysteme zur Verfügung, die sich nach dem Material, der Form, dem Herstellverfahren oder der Oberflächenbeschaffenheit unterteilen lassen.

Im letzten Jahrzehnt wurden neben den gängigen metallischen Stiftsystemen immer häufiger auch Systeme aus Zirkondioxid oder faserverstärkten Kompositen [Bateman et al. 2003; Heydecke et al. 2002; Priehn und Bitter 2007a] empfohlen.

In einer klinischen Studie von Axelsson *et al.* mit einer Beobachtungsdauer von 30 Jahren stellten Wurzelfrakturen von endodontisch behandelten Zähnen, die mit einem metallischen Aufbaustift versorgt waren, den Hauptgrund für Zahnverlust dar [Axelsson et al. 2004]. Die beschriebenen Wurzelfrakturen werden bei metallischen Aufbauten extremen Unterschieden in der Rigidität zwischen Aufbaustift und Dentin zugeschrieben. Daraus sollen Stresskonzentrationen innerhalb der Wurzel resultieren [Bolhuis et al. 2004], denen der Zahn nicht standhalten kann.

Bei den faserverstärkten Kompositstiften unterscheidet man zwischen Karbon-, Quarz- oder Glasfaserstiften. Sie alle bestehen aus einer Kunststoffmatrix auf Bis-GMA- oder Epoxidharzbasis, in die entsprechende unidirektional ausgerichtete silanisierte Fasern eingebettet sind [Solnit et al. 1991]. Dabei agieren die Fasern als stressaufnehmende Komponente und erhöhen damit die Ermüdungsfestigkeit des Komposits [Baldissara et al. 2001; Bateman et al. 2003; Grandini et al. 2005]. *In vitro* zeigen Karbonfaserstifte eine hohe Bruch- [King et al. 2003] und Biegefestigkeit [Purton et al. 1996; Torbjørner et al. 1995]. Den größten Nachteil der Karbonfaserstifte stellen die durch ihre schwarze Farbe bedingten schlechten ästhetischen Eigenschaften dar, insbesondere bei vollkeramischen Versorgungen [Vichi et al. 2000]. Um diesen Nachteil zu kompensieren, sind glasfaserverstärkte Kunststoffstifte entwickelt worden, die über vergleichbare mechanische Eigenschaften verfügen [Asmussen et al. 1999; Galhano et al. 2005].

Die faserverstärkten Stifte werden durch ihre dentinähnlichen Eigenschaften (E-Modul Dentin: 18GPa; E-Modul faserverstärkter Stift: 20-40 GPa), Biokompatibilität, Korrosionsresistenz und Ästhetik als besonders vorteilhaft beschrieben [Asmussen et al. 1999; Perdigao et al. 2004]. Sie sollen durch das niedrige E-Modul eine Biegung bei Belastung zulassen und somit für eine gleichmäßigere Spannungsverteilung innerhalb der Zahnwurzel sorgen [Bateman et al. 2003]. Dadurch soll es im Falle einer Überbeanspruchung des Zahnes zum Retentionsverlust des Stift-Stumpf-Aufbaus und nicht zur Wurzelfraktur kommen [Naumann 2009]. Kam es dennoch zu einer Fraktur des Zahnes, so erwiesen sich diese Frakturmodi häufig als restaurierbar [Mannocci et al. 1999a; Akkayan et al. 2002; Salameh et al. 2008; Naumann et al. 2008b]. Ein weiterer

Vorteil von Faserstiften liegt in der leichten Entfernbarkeit im Falle einer Revision der Wurzelkanalbehandlung [Sorensen et al. 2001; Naumann et al. 2007] und weiterhin in einem verringerten Reinfektionsrisiko durch die direkte Versorgung nach der Wurzelkanalbehandlung im Vergleich zum indirekten Stift-Stumpf-Aufbau [Bateman et al. 2003]. Dennoch werden diese Ergebnisse in der aktuellen Literatur kontrovers diskutiert. Während einige Autoren in In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen auf eine niedrige Frakturgefahr hinweisen [Ferrari et al 2000b; Manocci et al. 1999; Akkayan et al. 2002; Salameh et al 2008; Naumann et al. 2008] und die Frakturen als restaurierbar postulieren, zeigen aktuellere Untersuchungen sowohl beim Einsatz von Metall- als auch bei Faserstiften ähnliche Spannungsmuster [Santos et al 2010]. Es werden immer häufiger nicht restaurierbare Versagen von Faserstiften [Stankiewicz und Wilson 2002] festgestellt. Diese Tendenz wird auch durch eine aktuelle randomisierte Pilotstudie mit einer Beobachtungsdauer von elf Jahren bestätigt [Naumann et al. 2017]. Die Autoren vermuten, dass die Belastbarkeit eines restaurierten Zahnes weniger vom Stiftmaterial, sondern vielmehr von der Menge an verbliebener Zahnhartsubstanz und dem Befestigungsmaterial beeinflusst wird. Darüber hinaus konnten Naumann und Kollegen in einer klinischen Studie belegen, dass auch der Zahntyp, die Approximalkontakte, die Größe der Zugangskavität und der Durchmesser des Konfektionsstiftes für den Erfolg maßgebend zu sein scheinen [Naumann et al. 2005b].

Entscheidender für die Frakturprophylaxe ist unabhängig von der Art des Stiftes bzw. des Aufbaus der sogenannte Ferrule-Effekt (eine bandartige mindestens 2 mm starke Umfassung des gesunden Dentins durch die Krone). Demnach sollte die definitive Restauration die parallel präparierten koronalen Dentinwände umfassen und so den sogenannten Fassreifen bilden [Sorensen et al. 2001; Stankiewicz und Wilson, 2002]. Diese Maßnahme soll die Keilwirkung des postendodontischen Systems reduzieren [Nicholls et al. 2001] und dadurch einen stabilisierenden Effekt auf die verbliebene Zahnhartsubstanz im Wurzelbereich ausüben. Besonders in den Fällen, wo es aufgrund von weiten Kanaleingängen eine Wandstärke von unter 0,75 mm vorhanden ist, kann keine Ferrule-Präparation mehr durchgeführt werden [Naumann et al. 2010], wodurch die Belastbarkeit der Versorgung als kritisch einzustufen ist.

3.2.3 Klinische Studien zum Einsatz von Faserstiften

Aus einer aktuellen repräsentativen Umfrage von Naumann *et al.* geht hervor, dass die Glasfaserstifte die am meisten eingesetzten Stiftsysteme unter den befragten, in Deutschland praktizierenden Zahnärzten darstellen und zwar unabhängig von der geplanten definitiven Versorgung [Naumann *et al.* 2015]. Jedoch ist noch unklar, nach welchen klinischen Kriterien das Material und die Befestigungsart gewählt werden [Naumann *et al.* 2006; Naumann *et al.* 2015]. Diese Feststellung spiegelt das aktuelle wissenschaftliche Dilemma mit zum Teil nicht eindeutigen Empfehlungen und fehlenden klinischen Langzeitdaten wider [Bolla *et al.* 2007].

In einer in der Literatur mehrfach erwähnten, randomisiert und kontrolliert angelegten Studie (*Randomized Controlled Trial* RCT) von Ferrari *et al.* mit einem Beobachtungszeitraum von vier Jahren zeigten die mit Faserstiften versorgten Zähne bessere Überlebensraten als die mit einem Metallstiftaufbau [Ferrari *et al.* 2000b]. In einer weiteren Studie von Cagidiaco *et al.* wurde die Versagensrate ausschließlich an Prämolaren über drei Jahre untersucht [Cagidiaco *et al.* 2008a]. Auch hier wiesen die Zähne ohne eingesetzten Wurzelstift eine deutlich höhere Versagensrate auf (37 %) im Vergleich zu solchen, die mit einem Faserstift restauriert wurden (9 %). Dies steht im Gegensatz zu weiteren RCTs mit einem Beobachtungszeitraum von drei Jahren, wo nur bei Zähnen, bei denen keine koronale Wand vorhanden war, beim Einsatz von Faserstiften signifikant geringere Misserfolgsraten registriert wurden [Bitter *et al.* 2009a]. In einer aktuelleren RCT mit einem Beobachtungszeitraum von sechs Jahren konnte gezeigt werden, dass das Vorhandensein einer koronalen Wand auch ohne Einsatz von Faserstiften zu höheren Überlebensraten führt. Bei größeren Defekten ohne bestehende koronale Wände konnten sowohl mit als auch ohne Faserstift ähnliche Misserfolgsraten verzeichnet werden [Ferrari und Cagidiaco 2012]. Zicari *et al.* konnten ebenfalls keine Unterschiede zwischen den Überlebensraten postendodontischer Versorgungen mit metallischen Stiftaufbauten und Faserstiften feststellen [Zicari *et al.* 2011]. Gleiches trifft auch für eine RCT-Studie von Sterzenbach *et al.* mit einem Beobachtungszeitraum von sieben Jahren zu, in der keine signifikanten Unterschiede zwischen den Titan und faserverstärkten Wurzelstiften festgestellt wurden [Sterzenbach *et al.* 2012]; jedoch fehlen hier Angaben zur Versagensart [Sterzenbach *et al.* 2012]. Nach 11 Jahren zeigten die Zähne unabhängig vom ausgewählten Stiftmaterial vergleichbare Misserfolgsverhalten. Nach acht Jahren stieg die Anzahl der Stiftverluste in allen

untersuchten postendodontischen Versorgungen deutlich an [Naumann et al. 2017]. Eine prospektive randomisierte Studie von Monticelli *et al.*, in der eine große Anzahl von Prämolaren mit unterschiedlichen Faserstiften und Vollkeramikkrone restauriert wurde, zeigte hingegen mit 6,2% eine signifikant niedrigere Misserfolgsrate im Vergleich zu Studien in denen 32,5 % der Zähne versagten, die mit einem Faserstift restauriert wurden [Naumann et al. 2008b]. Auffällig ist hier jedoch, dass keine Zähne mit einem ausgedehnten Zahnhartsubstanzverlust bis zum Gingivaniveau einbezogen wurden [Monticelli et al. 2003].

Die zum Teil widersprüchlichen Ergebnisse werden durch die unterschiedlichen Studiendesigns erklärt [Ferrari et al. 2007]. Betrachtet man diese und einige weitere klinischen Studien, so fällt auf, dass der Zahntyp, der Zerstörungsgrad, die Position und Funktion im Zahnbogen des endodontisch behandelten Zahnes [Naumann et al. 2005a; Naumann et al. 2005b; Naumann et al. 2008a; Bitter et al. 2009a] sowie die Anzahl der benachbarten Zähne [Caplan et al. 2002] die Stabilität der postendodontischen Versorgungen beeinflussen und in den Studien sehr differieren. Demnach gibt es aktuell selbst bei tief zerstörten Zähnen keine eindeutigen Vorgaben, welche für oder gegen den Einsatz von Stiften sprechen [Naumann et al. 2018].

3.2.4 Stiftbettpräparation

Häufig wurde in der Literatur ein optimaler Stiftdurchmesser von einem Drittel des Wurzeldurchmessers postuliert [Stern und Hirschfeld 1973].

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]. Durch die Steigerung des Stiftdurchmessers wird zusätzlich das Risiko von Wurzelfrakturen durch vermutlich dünne Restwandstärken erhöht [Caputo et al. 1987; Standlee et al. 1978]. Dementsprechend sollte man den Stiftdurchmesser so klein wie möglich wählen, um den destabilisierenden Zahnhartsubstanzabtrag bei der Stiftbettpräparation weitestgehend zu reduzieren [Cheung et al. 2005] und so dem Frakturrisiko entgegenzuwirken [Musikant und Deutsch 2006]. Gleichzeitig fällt jedoch die Frakturresistenz des Stift-Stumpf-Aufbaus ab [Buettel et al. 2009; Giovani et al. 2009], sodass ein ausreichender Durchmesser des Stiftes für dessen Stabilität wichtig ist. Der Einfluss der Schichtstärke des Befestigungskomposits hat kontroverse Ergebnisse geliefert [Hagge et al. 2002; Perdigao et al. 2007; Schmage et al. 2009].

Dennoch soll die Anwendung der Adhäsivtechnik einen wichtigen Beitrag zur Stiftbettpräparation leisten. So ist es durch die adhäsive Befestigung von Faserstiften möglich, die geringe Retention der kürzeren Stifte zu kompensieren, sodass man im Vergleich zu metallischen Aufbauten kleinere Stiftinsertionstiefen benötigt [Nissan et al. 2001]. Die Hälfte der Wurzellänge [Buettel et al. 2009; Bitter et al 2010] und mindestens die Höhe der klinischen Krone [Adanir et al. 2008] werden für die Stabilität als ausreichend bewertet.

3.3 Reinigung der Kavität

3.3.1 Spüllösungen

Wurzelkanalfüllungen, die dem Speichel ausgesetzt und somit durch Bakterien, Mikroorganismen sowie deren Endotoxine kontaminiert sind, stellen unabhängig von den angewandten Obturationstechniken [Magura et al. 1991; Shipper et al. 2004], eine mögliche Ursache für endodontische Misserfolge dar [Torabinejad et al. 1990; Saunders und Saunders 1994; Alves et al. 1998]. Eine effektive koronale Versiegelung stellt dennoch einen wichtigen Faktor für den klinischen Erfolg dar [Hoen et al. 2002].

Mit der Einführung der Adhäsivtechnik im Wurzelkanal soll eine möglichst wirksame Abdichtung erreicht werden. Die Haftstärke der Adhäsivsysteme zum Dentin kann durch mehrere Faktoren beeinflusst werden [Dalton et al. 1998]. Zum einen leistet die chemo-mechanische Aufbereitung mit Instrumenten einen wichtigen Beitrag zur Keimreduktion in der infizierten Wurzel [Byström et al. 1981]. Die mechanische Instrumentierung führt jedoch neben den Unregelmäßigkeiten in der Wurzelkanalanatomie, der Keimverschleppungsgefahr und den Perforationsrisiken zur Ausbildung der Schmierschicht (*endodontic smear layer*) [McComb et al. 1976]. Diese oberflächliche 1 bis 5 Mikrometer dicke Schicht haftet an der Dentinoberfläche. Zusätzlich finden sich in den Dentintubuli bis zu 40 Mikrometer tief hineingepresste Pfropfen (*smear plugs*) [Wani et al. 2014; Gwinnett et al. 1994].

Auch nach der Stiftbettpräparation sind die Dentinwände mit einer sekundären Schmierschicht aus anorganischem und organischem Material wie Dentinanreicherungen, Zellstoffgewebereste und Sealer- und Guttapercharesten bedeckt [Akpatá et al. 1982; Gwinnett et al. 1994; Arisu et al. 2013]. Zudem soll diese sekundäre Schmierschicht durch die Hitzeentwicklung während der Stiftbettpräparation stark am Dentin haften. Saubere Kavitätenwände stellen aber eine wichtige Voraussetzung für

eine optimale Wurzelstiftretention bei der Zementierung mit Befestigungskompositen dar. Das Aufbringen von Befestigungsmaterialien ohne Entfernen der Schmierschicht im Wurzelkanal kann schwache Bindungsgrenzflächen bewirken [Srirekha et al. 2013].

Eine systematische Übersichtsarbeit von Violich *et al.* kam zu dem Ergebnis, dass die Entfernung der Schmierschicht zur Desinfektion des Wurzelkanalraums beiträgt und schließlich zu einer verbesserten Anpassung von Füllungsmaterialien an Wurzelkanalwände führt [Violich et al. 2010]. Bei der Entfernung dieser Schmierschicht spielt die chemische Reinigung des Wurzelkanals eine maßgebliche Rolle [Elnaghy et al. 2014].

Mehrere Studien untersuchten die Wirkung verschiedener Spüllösungen bei der Wurzelkanalbehandlung, jedoch gibt es einige wenige Studien mit kontroversen Aussagen über die Entfernung des Smear layer nach der Stiftbettpräparation in verschiedenen Wurzelkanalarealen, sodass die Spülung nach der Stiftbettpräparation und ihre Auswirkungen auf die Verbundfestigkeit von verschiedenen Adhäsivsystemen im Fokus des Interesses bleibt. Bisher konnte jedoch keine einzige Lösung sowohl organische als auch anorganische Komponenten der Schmierschicht lösen [Taneja et al. 2014].

Zur Entfernung der Schmierschicht entwickelt sich die Tendenz zur Verwendung von Chelatbildnern, entweder allein oder als abschließende Spülflüssigkeit in Kombination mit anderen Lösungen, die Gewebeauflösungsmittel sind [Taneja et al. 2014]. Idealerweise sollten die Spüllösungen ein breites antimikrobielles Spektrum mit starker Aktivität gegen pathogene Erreger haben, gewebssauflösend und effektiv bei der Entfernung der Schmierschicht sein sowie kein toxisches oder allergenes Potenzial besitzen [Zehnder et al. 2006; Aranda-Garcia et al. 2013]. Besonders die Fähigkeit der Spüllösungen, die Kollagenstruktur der Dentins zu denaturieren sowie deren Anordnung zu verändern [Vidal et al. 1991], kann das Eindringen der Monomere in das Dentin beeinträchtigen [Morris et al. 2001; Ishizuka et al. 2001; Nikaido et al. 1999]. Dadurch kann die Ausbildung der sogenannten *Hybridschicht* [Nakabayashi et al. 1992] und somit die Qualität des adhäsiven Aufbaus nachteilig beeinflusst werden. Es entstehen nach einer erfolgreichen Applikation des Adhäsivsystems im Wurzelkanal die Hybridschicht, eine Mischzone aus Kunststoff und Kollagen [Bitter et al. 2009c], sowie zapfenartige, von Kunststoff penetrierte Dentinkanälchen, die als Tags bezeichnet werden [Nakabayashi et al. 1992].

Aktuell werden vorrangig die Spüllösungen NaOCl und EDTA sowie CHX bei der Wurzelkanalbehandlung verwendet. Der Einfluss einzelner Spüllösungen auf den Haftverbund wird, wie im Folgenden dargestellt, kontrovers diskutiert.

3.3.1.1 Natriumhypochlorit

Natriumhypochlorit (NaOCl) in Konzentrationen zwischen 0,5 % und 5,25 % ist die am häufigsten empfohlene endodontische Spüllösung [Slutzky-Goldberg et al. 2004]. Die antibakterielle Wirkung von NaOCl wurde in mehreren Studien bestätigt [Ahmad et al. 1987; Zehnder et al. 2006], denn es ist in der Lage, Endotoxine, die sogenannten Lipopolysaccharide (LPS), aufzulösen [Buttler und Crawford 1982], und besitzt sowohl eine starke antimikrobielle als auch proteolytische Aktivität. Im Gegensatz zu anderen üblichen Spüllösungen hat NaOCl als einzige die Fähigkeit, nekrotisches Gewebe [Naenni et al. 2004] und organische Substanzen der Schmierschicht [Baumgartner et al. 1987] aufzulösen. Diese gewebssauflösende Wirkung ist allerdings auf organische Substanzen beschränkt [Zehnder et al. 2006].

Wirkungsweise

Die effektive Wirkungsweise von NaOCl wird u. a. in der besseren Benetzbarkeit des Dentins vermutet. Aufgrund einer relativ niedrigen Oberflächenspannung kann sich die Spüllösung im Wurzelkanal effizienter verteilen und mit der bedeckenden Schmierschicht in Kontakt kommen. Am Dentin kann es die organischen Bestandteile der Dentinmatrix [Oyarzun et al. 2002], insbesondere das Kollagen beeinflussen [Nikaido et al. 1999; Ring et al. 2008]. Dentin besteht aus etwa 22 Gew.-% organischem Material. Das meiste davon besteht aus Kollagen Typ I, das wesentlich zu den mechanischen Eigenschaften von Dentin beitragen soll [Currey et al. 1994]. Wenn die Hypochlorige Säure, eine Substanz in der NaOCl-Lösung, mit organischem Gewebe in Kontakt kommt, wirkt sie als Lösungsmittel und setzt Chlor frei, das sich mit der Aminogruppe des Proteins des organischen Gewebes in einer Chloraminierungsreaktion zu Chloraminen verbindet. Diese zwischen dem Chlor und der Aminogruppe (NH) resultierenden N-Chloramine werden abgebaut, indem die Bindungen zwischen den Kohlenstoffatomen zerlegt werden [Stoward et al. 1975; Davies et al. 1993]. So können durch Aminosäureabbau und Hydrolyse lange Peptidketten fragmentiert und die Protein-Primärstruktur zerstört werden. [Ishizuka et al. 2001]. Weiterhin kann eine Desorganisation der primären Proteinstruktur stattfinden, was eine Dentindegeneration verursacht [Morris et al. 2001].

Zusätzlich wirkt Chlor antimikrobiell, hemmt bakterielle Enzyme, indem es eine irreversible Oxidation der Sulfhydrylgruppe (SH-Gruppen) essenzieller bakterieller Enzyme bewirkt [Esterla et al. 2002].

Zusammengefasst führen die Verseifungs-, Aminosäure- und Chloraminierungsreaktionen bei Anwesenheit von Mikroorganismen und organischem Gewebe zu einer antimikrobiellen Wirkung und einem Gewebeauflösungsprozess [Ishizuka et al. 2001] und verursachen durch den Kollagenabbau im gewissen Maße eine Dentindegeneration. Folglich können Hypochloritlösungen die mechanischen Dentineigenschaften über den Abbau von organischen Dentinkomponenten beeinflussen.

Konzentration

Eine Studie zu Rinderdentin ließ vermuten, dass konzentrierte Hypochloritlösungen im Rahmen einer Wurzelkanalbehandlung zu geringeren Auswirkungen auf die Dentinproteinstruktur führen [Slutsky-Goldberg et al. 2004].

Die für den adhäsiven Verbund anzuwendende optimale Konzentration wird jedoch kontrovers diskutiert. Während die bakterizide und gewebesauflösende Wirkung mit zunehmender Konzentration [Zehnder et al. 2002; Radcliffe et al. 2004], Applikationsdauer und -menge [Hand et al. 1978] ansteigt, so soll es auch gleichzeitig zu einer Erhöhung der Zytotoxizität und des ätzenden Potenzials kommen [Hülsman et al. 2000]. Die höchste Konzentration von 5,25 % wird besonders im amerikanischen Raum von den meisten praktizierenden Zahnärzten angewendet [Torabinejad et al. 2003; Al-Hadlaq et al. 2006; Hülsmann et al. 2000]. Einige Untersuchungen hingegen haben gezeigt, dass die Bakterienzahl bei der Anwendung von 5%igem NaOCl im Vergleich zu 0,5%igem NaOCl nicht signifikant reduziert werden konnte [Cvek et al. 1976; Byström 1985; Siqueira et al. 2002]. Vermutlich liegt es daran, dass es Bereiche gibt, die unabhängig von der Konzentration der angewandten Spüllösung unzugänglich sind [Senia et al. 1971].

Auch was das Gewebelösevermögen angeht, fanden Moorer et al. heraus, dass der häufige Austausch von NaOCl als wichtiger als die eingesetzte Konzentration zu bewerten ist [Moorer et al. 2003]. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass man auch mit niedrigeren Konzentrationen vergleichbar gewebesauflösende Effekte erzielen kann, wenn man sie in großen Mengen und häufiger verwendet. Vielmehr geht man aktuell davon aus, dass die Spülung mit 5%igem NaOCl das Elastizitätsmodul und die

Bruchfestigkeit des Dentins verringert [Sim et al. 2001]. Die Spülung mit höheren Konzentrationen bewirkt zudem eine Änderung der Orientierung der mineralisierten Kollagenfasern, was die mechanischen Eigenschaften und das Frakturpotenzial des Dentins beeinflusst [Arola & Reprogl 2006; Sim et al. 2001]. Eine besondere Rolle spielt hierbei die Kollagenmatrix des an den Wurzelkanal grenzenden inneren Dentins [Slutzky-Goldberg et al. 2004; Van Meerbeek et al. 1993]. Laut Pashley et al. gibt es eine große Korrelation zwischen der Dichte der Kollagenfibrillen und der Bruchfestigkeit des Dentins. Da die höchste Dichte der Fibrillen an den Wurzelkanal angrenzend ist, sind folglich die meisten modifizierten Fibrillen und somit die höchste Bruchgefahr hier zu erwarten [Pashley et al. 1985, Patterson et al. 1963].

Wirkung auf adhäsiven Verbund

Auch im Hinblick auf den Einfluss von NaOCl auf den adhäsiven Haftverbund herrscht in der Literatur Unstimmigkeit. Einige Untersuchungen demonstrieren eine Erhöhung der Haftwerte durch die Nutzung von NaOCl [Varela et al. 2003, Zhang et al. 2008]. Zhang *et al.* erstellten Proben von humanen Wurzelquerschnitten, die mit Clearfill SE/DC Bond (Kuraray Medical) behandelt wurden. Die Dentinoberfläche wurde zuvor mit NaOCl und EDTA mit und ohne passiver Ultraschallaktivierung behandelt. Die Dentinoberflächen und der Haftverbund wurden elektronenmikroskopisch und in anschließenden Push-out-Tests untersucht. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass EDTA/NaOCl die Dentintubuli trichterförmig öffnen und eine sichtbare Demineralisierung des peri- und intertubulären Dentins bewirken konnten. Nach der Applikation eines Adhäsivs auf das vorbehandelte Dentin bildete sich die Hybridschicht als eine Mischzone aus Kunststoff und demineralisierter Kollagenstruktur [Vichi et al. 2002]. Die Proben zeigten bei der zusätzlichen Anwendung der Ultraschallaktivierung auch in apikalen Bereichen eine höhere Haftstärke und eine bessere Qualität der Hybridschicht mit weniger Nanorissen als die Kontrollgruppen. Es wurde geschlossen, dass die Spüllösung in der Lage ist, sich zu verteilen, mit der Schmierschicht in engeren Wurzelkanalbereichen effektiver in Kontakt zu treten und die Langlebigkeit des Haftverbundes zu erhöhen [Zhang et al. 2008].

In einer weiteren Studie von Gu *et al.* wurde festgestellt, dass die koronalen und mittleren Drittel der Wurzel durch die Applikation von NaOCl frei von Smear layer waren. Im apikalen Drittel jedoch waren die Dentinkanälchen nicht offen und bedeckt von Resten, den sogenannten *Debris*. Die Autoren vermuteten, dass die suboptimale Penetrierbarkeit

der Dentitubuli die Infiltration des Adhäsivsystems in das Dentin beeinträchtigte und die Qualität und die Haltbarkeit des adhäsiven Verbundes gefährdete [Torbjorner et al. 1995; Gu et al. 2006]. Im Elektronenmikroskop zeigten sich trotz guter Reinigungswirkung auch in den oberen Bereichen des Wurzelkanals inhomogene und irreguläre Kunststoffzapfen [Gu et al. 2009].

Dagegen beschreiben Ari *et al.* und Santos *et al.* einen negativen Effekt von NaOCl auf den adhäsiven Haftverbund [Ari et al. 2003; Santos et al. 2006]. Nach der Applikation von Natriumhypochlorit zerfällt dieses in Chloride und Sauerstoff. Das Natriumchlorid bewirkt wie oben beschrieben die Erhöhung der Penetrierbarkeit der Dentintubuli. Der Sauerstoff hingegen verursacht eine starke Inhibierung der Grenzflächenpolymerisation von adhäsiven Befestigungsmaterialien [Rueggeberg et al. 1990; Nikaido et al. 1999]. Auch die Bildung von Sauerstoffblasen an der Adhäsiv-Dentin-Grenzfläche könnte die Adhäsivinfiltration in die Tubuli und in das intertubuläre Dentin hemmen. Es wird angenommen, dass eine Inhibierung der vollständigen Kunststoffpolymerisation zusätzlich auf die Oxidation einiger der Komponenten auch in der Dentinmatrix zurückzuführen ist. Dabei entstehen insbesondere beim Kollagen proteinabgeleiteten Radikale [Ari et al. 2001; Morris et al. 2001], welche mit Kunststoffradikalen konkurrieren können, die durch die Photoaktivierung von Adhäsivsystemen erzeugt wurden. Folglich kann es zu einem vorzeitigen Kettenabbruch mit einer unvollständigen Polymerisation kommen [Lai et al. 2001].

3.3.1.2 Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA)

Es gibt nur wenige In-vitro-Untersuchungen, die sich genauer mit der Wirksamkeit verschiedener Spüllösungen bei der Schmierschichtentfernung nach der Stiftbettpräparation beschäftigen. Auch diese Studien haben gezeigt, dass NaOCl nicht die Fähigkeit besitzt, anorganische Partikel aufzulösen [Lester et al. 1977; Baumgartner et al. 1987, O'Connell et al. 2000]. Zusätzlich stellen häufig vorzufindende Kalkablagerungen Hindernisse für die mechanische Reinigung dar. Auch in solchen Fällen werden demineralisierende Spüllösungen wie Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA) als unterstützende Maßnahme empfohlen [Loel et al. 1975].

Chemisch agiert EDTA als Kalzium-Chelator. In einer chemischen Reaktion entfernt es Kalziumionen aus den Hydroxylapatitkristallen des Dentins und bewirkt eine Demineralisierung des Wurzel Dentins [Calt et al. 2002; Hülsmann et al. 2003].

Gleichzeitig soll es effektiv die Schmierschicht und Debris entfernen [Gu et al. 2009]. EDTA wird in unterschiedlichen Konzentrationen und Kombinationen während einer Wurzelkanalbehandlung verwendet. Die Wirksamkeit hängt von vielen Faktoren wie der Wurzelkanallänge, der Eindringtiefe des Materials, der Dentinhärte, der Dauer der Applikation, dem pH-Wert und der Konzentration der Materialien ab [Cury et al. 1981; Sen et al. 1995].

Baumgartner und Mader zeigten, dass die Kombination von EDTA und NaOCl zur Auflösung von Dentin in peritubulären und intertubulären Bereichen führt, und nahmen an, dass dieser Effekt durch die abwechselnde Wirkung von NaOCl, welches die organische Komponente des Dentins gelöst hat, und EDTA entstanden sein könnte, die die anorganische Komponente entmineralisiert [Baumgartner et al. 1987]. Peritubuläres Dentin ist stärker mineralisiert und daher härter als intertubuläres Dentin. Durch den geringeren Kollagengehalt soll es daher in Säure schneller löslich sein als das intertubuläre Dentin [Trowbridge et al. 1998].

Im Allgemeinen wird klinisch empfohlen, EDTA und NaOCl in einem Volumen von jeweils 10 ml anzuwenden. Mehrfach wurde die optimale Einwirkzeit untersucht. Yamada *et al.* berichteten, dass ein paar Sekunden EDTA-Applikation ausreichend seien [Yamada et al. 1983]. Im Gegensatz dazu berichteten Goldberg und Spielberg, dass die optimale Einwirkzeit für EDTA 15 min beträgt [Goldberg et al. 1982]. Hingegen zeigten einige Untersuchungen, dass EDTA bei zehnmütiger Applikation zu übermäßigen erosiven Effekten und Auflösung von peritubulärem und intertubulärem Dentin führen kann [Calt et al. 2002; Baumgartner und Mader 1987]. Meryon *et al.* stellten fest, dass die Schmierschicht vollständig bei einer Spüldauer von einer Minute entfernt wurde [Meryon et al. 1987]. Cergneux *et al.* beschrieben ebenfalls ähnliche Befunde [Cergneux et al. 1987]. Folglich sollte EDTA-Lösung nach dem gegenwärtigen Forschungsstand nicht länger als 1 min angewendet werden.

In vitro wurde gezeigt, dass die Anwendung von EDTA und der anschließende Einsatz von NaOCl unabhängig vom Alter der Zähne im Ergebnis vollständig die Schmierschicht entfernte [Byström et al. 1985; Özdemir et al. 2012]. Hingegen berichteten Calt *et al.*, dass nach Entfernung der Schmierschicht mit EDTA bei jugendlichen Zähnen die Dentintubuli schneller und effektiver geöffnet werden konnten als bei physiologisch älteren Zähnen, insbesondere bei sklerotischen mittleren und apikalen Dritteln [Calt et al. 2002]. Die Autoren erklären diese Unterschiede durch die

Variabilität der Kalzifizierungsraten von Wurzelentin, was mit dem chronologischen Alter der Zahnproben zusammenhängen könnte, und empfehlen insbesondere bei jugendlichen Zähnen, die Kanäle nicht länger als 1 min zu spülen.

Auch die Reihenfolge des Spülens scheint eine Rolle zu spielen. Laut Zehnder *et al.* sind Chelatbildner wie EDTA in der Lage, chemisch mit den freien Chlor-Ionen des NaOCl zu reagieren und somit die antibakterielle Aktivität möglicherweise zu hemmen [Zehnder *et al.* 2006]. Daher empfehlen die Autoren, NaOCl während der gesamten Instrumentierung getrennt anzuwenden und nach abschließender Formgebung den Kanal mit EDTA zu spülen.

Den Einfluss der EDTA-Spülung auf die Haftwerte von Faserstiften untersuchten Gu *et al.* Die Nutzung von EDTA führte in Push-out-Tests zu signifikant höheren Haftwerten bei dem selbstkonditionierenden Adhäsivsystem Panavia F (Kuraray, Osaka, Japan). Auch einige andere Autoren zeigten, dass die Spülung mit EDTA bei selbstätzenden Befestigungssystemen zu höheren Haftwerten führte [Jacques *et al.* 2005; Soares *et al.* 2007]. Im Elektronenmikroskop konnte eine homogene Hybridschichtformation mit einer erhöhten Penetration des Befestigungsmaterials in die Dentintubuli festgestellt werden. Als ein milder Chelatbildner konnte EDTA vermutlich Hydroxylapatit und nicht kollagene Proteine selektiv entfernen, ohne größere Veränderungen in der nativen Kollagenfibrillenstruktur hervorzurufen [Carvalho *et al.* 2000; Habelitz *et al.* 2002]. Diese meisten intrafibrillären Mineralien sollen stabiler und weniger von Austrocknung betroffen sein, was anschließend zu einer optimalen Infiltration der Befestigungsmaterialien führen soll.

3.3.1.3 Ultraschallaktivierung

Der Einsatz von Ultraschallaktivierung bei der Reinigung des Wurzelkanals in Kombination von Ethylendiamintetraacetat(EDTA)-Spülungen und Natriumhypochlorit konnte eine effektive Reinigung gewährleisten [Serafino *et al.* 2006; Zhang *et al.* 2008]. Dies konnte in mehreren klinischen Studien gezeigt werden [Haidet *et al.* 1989; Archer *et al.* 1992; Gutarts *et al.* 2005].

1957 führte Richman erstmals den Einsatz von Ultraschallgeräten in der Endodontie ein [Richman *et al.* 1957]. Vielfach fanden in verschiedenen Artikeln zwei Arten von Ultraschallaktivierungen Erwähnung. Die Ultraschallaktivierung der Spüllösung mit simultaner Instrumentierung (UI) und eine ohne gleichzeitige Instrumentation, die

sogenannte passive Ultraschallaktivierung (PUI) [Weller et al. 1980; Ahmad et al. 1987a]. Für die Entfernung der Schmierschicht und der Gewebsrückstände im Wurzelkanal ist die passive Ultraschallaktivierung in verschiedenen Studiendesigns als die effektivere Methode vorgeschlagen worden [Weller et al. 1980; Ahmad et al. 1987a]. Hier ist das Instrument in der Lage, freie Schwingungen zu erzeugen, ohne in engen Bereichen stecken zu bleiben [Roy et al. 1994]. Frei schwingende Instrumente leisten ihren Beitrag, indem sie zwischen einer Frequenz von 25 kHz bis 40 kHz oszillieren. Dabei wird elektrische Energie durch komplexe physikalische Prozesse in Ultraschallwellen einer bestimmten Frequenz umgewandelt. Durch Vibrationen in transversaler Richtung entstehen an der Instrumentenspitze in der Spüllösung knötchenartige Wirbel in Form von *Nodes* und *Antinodes*. Die resultierende schnelle kreisförmige oder wirbelartige Bewegung von Flüssigkeit um das vibrierende Instrument wird im Allgemeinen als *Acoustic Streaming* [Walmsley 1987], im Wurzelkanal als *Acoustic Microstreaming* bezeichnet. Mehrere Artikel haben das Auftreten von *Acoustic Microstreaming* während der PUI bestätigt [Ahmad et al. 1987a, Walmsley 1987, Walmsley & Williams 1989, Lumley et al. 1991, Walmsley et al. 1991, Ahmad et al. 1992,1993, Lumley et al. 1993, Roy et al. 1994]. Der wirbelartige Scherfluss erzeugt Schubspannungen entlang der Wurzelkanalwand, was Trümmer und Bakterien von der Wand entfernen kann. Dadurch sollen die im Rahmen der Kanalpräparation entstandenen Gewebstrümmer von der Dentinoberfläche effizienter entfernt werden [Ahmad et al. 1988]. Des Weiteren wird der Reinigungsprozess durch die impulsive Bildung von Hohlräumen und Vakuumsbläschen gefördert. Dies wird als *Kavitation* definiert. Diese Blasen vergrößern sich, kollabieren durch hohe interne Gasdrücke. Laut Roy *et al.* führt dies zu Stoßwellen an der Kanalwand. Dabei kann unter Umständen durch die Ultraschallenergie Wärme erzeugt werden, wodurch, wenn auch in geringen Ausmaß besonders Natriumhypochlorit effektiver bewertet wird [Zehnder et al. 2006]. Andere Untersuchungen weisen darauf hin, dass Kavitation nur geringe Vorteile bei der Ultraschallaktivierung bietet oder überhaupt nicht vorkommt [Walmsley 1987, Ahmad et al. 1988; Lumley et al. 1988].

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die passive Ultraschallaktivierung zusätzlich zur Reinigung von Wurzelkanälen effektiv eingesetzt werden kann, insbesondere in Fällen mit komplexer Kanal Anatomie [Hülsmann et al. 2003]. Besonders Microstreaming spielt eine wichtige Rolle bei der Wirksamkeit von PUI.

Jedoch sind die Details über den genauen Wirkmechanismus und eine genaue Beschreibung der physikalischen Mechanismen nicht geklärt.

3.3.1.4 Chlorhexidin

Nach einer erfolgreichen Applikation des Adhäsivsystems im Wurzelkanal entstehen die Hybridschicht [Bitter et al. 2009c] sowie zapfenartige von Kunststoff penetrierte Dentinkanälchen, die als Tags bezeichnet werden [Nakabayashi et al. 1982]. Die aktuell verwendeten Dentinadhäsive sollen jedoch laut Untersuchungen von De Munck und Kollegen anfällig für Wasseraufnahme, Polymerquellung und Auswaschung der Zementfuge zwischen Komposit und Dentin sein [De Munck et al. 2003]. Es wird diskutiert, dass auch intrinsische Faktoren wie die sogenannten Matrixmetalloproteinasen (MMPs) durch suboptimale Hybridisierung des Kollagennetzwerks am Versagen der Hybridschicht beteiligt sind. Die Enzyme kommen vor allem im mineralisierten Dentin vor [Martin-De Las Heras et al. 2000; Sulkala et al. 2002; Mazzoni et al. 2009]. Hierzu gehört auch das Wurzelkanaldentin [Santos et al. 2009]. MMPs sollen über ihre enzymatische Aktivität die exponierten Kollagen-Typ-I-Fibrillen innerhalb der organischen Matrix des Dentins durch die Aktivierung endogener kollagenolytischer Faktoren abbauen [Mazzoni et al. 2006, Nishitani et al. 2006b, Pashley et al. 2004] und zur Degradation des Kollagengeflechtes führen [Pashley et al. 2004; Ferrari et al. 2004]. Diese proteolytische Aktivität soll zu Rissen in der Hybridschicht führen, wodurch die Langlebigkeit des Haftverbundes verringert wird [Breschi et al. 2010; Tjäderhane et al. 1998]. Der Komplexbildner (Chelator) CHX kann MMPs deaktivieren [Breschi et al. 2010, Liu et al. 2011]. Dadurch soll er in der Lage sein, eine Retentionsminderung des Verbundes von Dentin und Befestigungsmaterial zu verhindern [De Munck et al. 2009] und den Haftverbund langlebiger zu machen [Carrilho et al. 2007; Geraldeli et al. 2007]. Diese Fähigkeit ist vermutlich auf den Zink-Kationen-Anteil von CHX zurückzuführen [Gendron et al. 1999].

Die 2%ige Chlorhexidin(CHX)-Lösung wird als zusätzliche endodontische Spüllösung [Zamany et al. 2003] empfohlen. Letzteres findet, durch seine antimikrobielle Aktivität und die Fähigkeit am Wurzelkanaldentin haften zu bleiben - hohe Substantivität, seinen Einsatz [Basrani et al. 2005; Zehnder et al. 2006]. Aufgrund dieser hohen Substantivität soll CHX das Eindringen von Bakterien in die Dentintubuli verhindern. Während die Spülung mit NaOCl entweder allein oder gefolgt von EDTA die

Verbundfestigkeit zum Dentin reduzieren kann [Ishizuka et al. 2001, Ozturk et al. 2004], sind bei CHX solche negativen Auswirkungen nicht bekannt [Erdemir et al. 2004, Santos et al. 2006]. Allerdings wird auch der positive Einfluss auf die Haftkraft faserverstärkter Wurzelkanalstifte in der Literatur kontrovers diskutiert. Tulunoglu *et al.* zeigten, dass Chlorhexidin die Haftfestigkeit zwischen Dentinoberflächen und einigen Adhäsivsystemen beeinflusst [Tulunoglu et al. 1998], Perdigao *et al.* fanden keinen Einfluss durch die Verwendung von Chlorhexidin [Perdigao et al. 1994]. Die Ergebnisse variieren in Abhängigkeit vom Studiendesign und sind materialspezifisch. Erdemir *et al.* untersuchten in ihrer Studie die Auswirkungen verschiedener Spüllösungen auf die Adhäsion am Wurzelkanaldentin. Die mit Spüllösungen bearbeiteten Dentinoberflächen wurden anschließend mit dem chemischen Adhäsivsystem C&B Metabond (Parkell) behandelt. Die Mikrozugfestigkeit und das Auftreten von Nanoleakage wurden direkt nach der Lagerung in destilliertem Wasser gemessen. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass das mit 0,2%igem CHX behandelte Dentin die höchste Haftstärke des Verbundes von Zement und Dentin bewahren konnte und eine bessere Qualität der Hybridschicht mit weniger Nanorissen als bei den anderen Gruppen entstand [Erdemir et al. 2004].

Hebling *et al.* berichteten durch die Applikation von CHX auf das demineralisierte Dentin im Wurzelkanal über eine hohe Integrität der Kollagenfasern für eine Dauer von sechs Monaten bei der Anwendung von Etch-and-rinse-Adhäsiven [Hebling et al. 2005].

Sadek *et al.* stellten in ihrer Studie zur Langzeiteffektivität von Chlorhexidin fest, dass mit der kontinuierlichen Freisetzung von CHX aus den mit Adhäsiv infiltrierten Hybridschichten die Konzentration des gebundenen CHX bis zum 18. Monat abnahm. Dies führte zu einer Verminderung der MMP-Inhibition und damit zur Hybridschichtauflösung [Sadek et al. 2010].

Weitere Eigenschaften von CHX sind eine gute Bioverträglichkeit [Wennberg et al. 1980] und eine gute Wirkung gegenüber grampositiven und gramnegativen Keimen [Emilson et al. 1977]. Jedoch besitzt CHX nicht die Fähigkeit, nekrotische Gewebereste aufzulösen. Aufgrund der positiven Ergebnisse 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.

3.4 Adhäsive Befestigung im Wurzelkanal

Zum Ersatz verloren gegangener Zahnhartsubstanz im Rahmen einer postendodontischen Versorgung geht der Trend bei modernen Stiftrestorationen in Richtung adhäsiv befestigter Stifte aus faserverstärktem Komposit. In zahlreichen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die adhäsive Befestigung von Wurzelstiften im Vergleich zur konventionellen Zementierung (mit Zinkoxid-Phosphat- oder Glasionomermazement) weniger Undichtigkeiten [Bachicha et al. 1998], eine erhöhte Frakturstabilität [Paul und Schärer 1996; Naumann et al. 2008b] und größere Haftwerte [Mendoza und Eakle 1994; Utter et al. 1997; Duncan und Pameijer 1998] aufweisen konnte.

Bei diesem postendodontischen Restaurationskonzept soll die Zementfuge mit einem Befestigungsmaterial ausgefüllt werden, welches das Risiko für Ausbildung von Mikrospalten durch Ableiten von Stresskonzentrationen im Wurzeldentin und an den Grenzflächen vermindert. Es soll eine Einheit von Wurzelstift, Befestigungsmaterial und Dentin ausgebildet werden, was durch zwei Grenzschichten charakterisiert ist und mit dem Begriff des sekundären Monoblocks zusammengefasst wird [Tay et al. 2007]. Jedoch treten genau an diesen Grenzflächen konzentriert Versagen auf. Hierbei zeigten sich *in vitro* gehäuft Versagen am Verbund zwischen dem Befestigungsmaterial und Dentin [Bitter et al. 2006; Zicari et al. 2008].

3.4.1 Anatomische Besonderheiten und Herausforderungen

Diverse Untersuchungen haben gezeigt, dass der Erfolg der adhäsiven Befestigung am Dentin von vielen Faktoren abhängig ist.

Trotz der aufgezählten Vorteile neuer Befestigungstechniken scheint jedoch bei der Anwendung adhäsiver Materialien im Wurzelkanal die Haftung am Wurzelkanaldentin eine besondere Herausforderung darzustellen [Rasimick et al. 2010]. Dies ist einerseits auf die anatomischen Besonderheiten des interradikulären Dentins, andererseits auf den Nachteil der Polymerisationsschrumpfung bei Kompositmaterialien zurückzuführen.

Im Wurzelkanaldentin muss im Vergleich zum koronalen Dentin häufiger mit dem Auftreten von irregulären Dentinstrukturen, Resorptionslakunen sowie freien adhären oder interstitiellen Dentikeln gerechnet werden [Mjör et al 2001]. Zusätzlich nimmt apikal die Dichte der Dentintubuli von 40 000/mm² auf 2500/mm² ab. Ebenso konnten irregulär

strukturiertes Sekundärdentin sowie Areale ohne Dentintubuli nachgewiesen werden. Die Bedingungen für die Anwendung der Adhäsivtechnik im Wurzelkanal sind ungünstig. Die Feuchtigkeitskontrolle [Chersoni et al. 2005] und die techniksensitive Applikation der Adhäsivsysteme [Van Meerbeek et al. 2005] sind durch die eingeschränkte Sicht in Wurzelkanälen erschwert. Verbliebenes Wasser im Wurzelkanal kann die Adhäsivschicht durchdringen und sich in Form von Tröpfchen an den benetzten Kanalwänden darstellen. Solche Wassereinschlüsse zwischen dem Komposit und Adhäsiv könnten Auslöser für Risse in der Verbundschicht sein und den Haftverbund negativ beeinflussen [Tay und Pashley 2007]. Hinzu kommen die Verunreinigungen der Stiftbettkavität durch Wurzelfüllmaterialien [Perdigao et al. 2007].

3.4.2 Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor

Ein wesentlicher Nachteil von Kompositmaterialien ist die Polymerisationsschrumpfung. Bei modernen Materialien beträgt das Schrumpfungsvolumen 0,2–4,7 Vol.-% [Walter et al. 2009]. Beim Polymerisationsbeginn befindet sich das Material in der Prä-Gel-Phase, wo die entstandenen Kontraktionsspannungen durch innere Fließvorgänge des Materials ausgeglichen werden können. Bei voranschreitender Polymerisation entsteht eine Stresssituation innerhalb des Verbunds, was u. a. zu Randspaltbildungen führen kann [Davidson et al. 1984]. Daher sollte bei der Auswahl des Befestigungskomposits Berücksichtigung finden, dass das Komposit nicht zu starr ist, um die Volumenverringerung auszugleichen [Feilzer et al. 1990]. Hinzu kommt der hohe C-Faktor (Konfigurationsfaktor) im Wurzelkanal [Tay et al. 2005]. Dieser Faktor beschreibt das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche. Als gebundene Oberfläche bezeichnet man die mit Adhäsiv benetzten Zahnhartsubstanzoberflächen und als freie Oberfläche die Grenzfläche zur Luft. Ein hoher C-Faktor und somit ein großer Anteil an gebundener Oberfläche bedeutet für den Haftverbund größere Schrumpfkraft, welche zu einer hohen Beanspruchung des Haftverbundes während der Polymerisationsschrumpfung führen. Dies wiederum kann zu Randspaltbildung bis hin zu einer Lösung der Haftung zwischen Wurzelkanalentin, Befestigungsmaterial und Wurzelstift führen [Bouillaguet et al. 2003], was schließlich die Gefahr des Adhäsionsverlustes erhöht [Felizer et al. 1987; Nikolaenko et al. 2004].

Als Ziel der Anwendung von Dentinadhäsiven bei der Befestigung von Stiften im Wurzelkanal wurden die vollständige Infiltration des Adhäsivs über die gesamte

Kanallänge und die Ausbildung eines homogenen Haftverbundes definiert [Bitter und Kielbassa 2005]. Zahlreiche Untersuchungen berichten jedoch über einen extrem hohen C-Faktor im Wurzelkanal [Feilzer et al. 1987; Bouillaguet et al. 2003; Tay et al. 2005], weil mehr gebundene Oberfläche vorhanden ist und während der Prä-Gel-Phase zum Nachfließen des Komposits weniger Raum zur Verfügung steht [Feilzer et al. 1987]. Es ist also zu befürchten, dass das Nachfließen des Materials während der Abbindephase von den ungebundenen Flächen nur schwer möglich ist. Es kommt zu höherer Spannungsentwicklung an den Kavitätswänden [Nikolaenko et al. 2004], wodurch der erzeugte Zugstress auf Zahnhartsubstanzen zum Ablösen des Komposits von den Wurzelkanalwänden führen könnte. Somit ist die Anwendung adhäsiver Techniken im interradikulären Dentin im Vergleich zur koronalen Restauration als ungünstig zu bewerten [Davidson et al. 1984; Alster et al. 1997].

In weiteren Untersuchungen findet man tatsächlich trotz spezieller Applikationshilfen für den Wurzelkanal, die eine homogene Verteilung des Befestigungskomposits erleichtern sollen [Watzke et al. 2008], regelmäßige Spaltbildungen in der Verbundzone zwischen Komposit und Wurzelkanaldentin [Pirani et al. 2005; Tay et al. 2005].

3.4.3 Adhäsivsysteme und Befestigungsmaterialien

Die Haftung des hydrophoben Kunststoffes am hydrophilen Dentin ist nicht leicht zu realisieren [Hellwig et al. 2006]. Zusätzlich muss die Schmierschicht, die mit einer Kraft von 2–6 MPa am Dentin haftet, überwunden werden.

Klinisch stehen dem Behandler zahlreiche Kombinationen aus Befestigungsmaterialien und Dentinhaftvermittlern für die adhäsive Befestigung der Faserstifte zur Verfügung [Schwartz und Robbins 2004; Cury et al. 2006]. Diese lassen sich jedoch in drei Systeme mit unterschiedlichen Adhäsionsstrategien kategorisieren. Man kann auf sowohl selbst- als auch phosphorsäurekonditionierende Adhäsivsysteme zurückgreifen. Die im Dentalhandel erhältlichen Systeme, welche einer separaten Nutzung von Phosphorsäure bedürfen, sind die sogenannten „Etch-and-rinse-Adhäsive“. Ziel des Phosphorsäurezusatzes ist die Auflösung der Schmierschicht bei der Dentinkonditionierung. Darüber hinaus soll eine Demineralisierung vor allem des peritubulären, aber auch des intertubulären Dentins [Schröder et al. 1992; Van Meerbeek et al. 1997] erreicht werden, sodass freigelegte Kollagenfasern zur Applikation von

Adhäsiven zur Verfügung stehen [Pashley et al. 1993]. Durch die Konditionierung wird das peritubuläre Dentin aufgrund seines höheren Mineralisationsgrades stärker demineralisiert als das intertubuläre Dentin [Schröder et al. 1992]. Als nachteilig wird in der Literatur die Techniksensitivität der Etch-and-rinse-Systeme bemängelt, die durch eingeschränkte Sicht sowie verbliebene Wasserreste im Wurzelkanal zur Verringerung der Haftstärke führen kann [Tay et al. 1995; Bouillaguet et al 2003; Serafino et al. 2004]. Verbliebenes Wasser im Wurzelkanal kann die Adhäsivschicht durchdringen und sich in Form von Tröpfchen an den Kanalwänden darstellen. Solche Wassereinschlüsse zwischen dem Komposit und dem Adhäsiv könnten Risse in der Verbundschicht verursachen [Tay und Pashley 2007].

Eine weitere Möglichkeit der Faserstiftbefestigung am Wurzelkanal stellen die Systeme mit einem selbstkonditionierenden Primer / selbstkonditionierenden Adhäsiv dar. Unklar ist, ob diese selbstkonditionierenden Systeme den Etch-and-rinse-Systemen unterlegen sind, so wie in einer viel zitierten Untersuchung von Goracci *et al.* zunächst behauptet [Goracci et al. 2005c]. 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]. Radovic *et al.* zeigten hierzu gegenteilige Ergebnisse, indem sie in einer Studie die Haftung von Faserstiften in Kombination mit drei unterschiedlichen Adhäsivstrategien Etch-and-rinse, selbstätzend und selbstadhäsiv verglichen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das selbstätzende System geringere Haftwerte am Wurzelkanaldentin als die untersuchten Etch-and-rinse- und selbstadhäsiven Systeme zeigte [Radovic et al. 2008a]. Diese kontroversen Ergebnisse könnten aber auch durch die unterschiedliche Verwendung selbstkonditionierender Systeme bedingt sein [Pashley und Tay 2001]. Des Weiteren fand man heraus, dass die Haftstärke je nach ihrer vertikalen Position in der Stiftbettkavität variieren kann [Mannoci et al. 2004; Perdigao et al. 2007; Gu et al. 2009]. Eine hohe Haftung über den gesamten Wurzelkanal ist schwierig zu erreichen [Ari et al. 2003; Santos et al. 2006]. Einige weitere Studien zeigen hingegen für Systeme mit einem selbstkonditionierenden Primer [Zicari et al. 2008] sowie für das selbstadhäsive Befestigungszement RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) höhere Haftwerte bei Ausstoßversuchen als für Vertreter der Etch-and-rinse-Systeme [Bitter et al. 2006a; Bitter et al. 2008b; Bitter et al. 2009c]. Dadurch wurde die Notwendigkeit der Entfernung

des Smear layer durch die Phosphorsäureätzung für eine bessere Haftkraft in Frage gestellt.

Eine weitere Möglichkeit, eine Haftung zum Zahn herzustellen, sind die selbstkonditionierenden Befestigungskomposite. Hier sollen die sauren Monomere mit dem Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz in Verbindung treten [Piwowarczyk et al. 2005; Bitter et al. 2009c]. Dabei konditionieren die sauren Monomere zuerst die Zahnhartsubstanz und reagieren in einer anschließenden Abbindereaktion mit den vorhandenen basischen Füllkörpern, wobei langzeitstabile Salze entstehen. Zu Beginn des Abbindevorgangs wird Wasser frei, wodurch eine gewisse Feuchtigkeitstoleranz entstehen soll [Radovic et al. 2008b]. Für die Haftung eines Komposits am koronalen Dentin wird vor allem die Hybridschicht verantwortlich gemacht [Nakabayashi et al. 1991]. Jedoch zeigen einige Untersuchungen, dass trotz nachweisbarer Spalten in der Hybridschicht die Haftung am Wurzelkanal nicht wesentlich verringert war [Goracci et al. 2004; Pirani et al. 2005], sodass der Haftmechanismus im Wurzelkanal nicht endgültig geklärt zu sein scheint. In aktuelleren Untersuchungen wird vermutet, dass für die Wurzelstiftretention die Haftreibung und die Friktion eine maßgebende Rolle spielt [Pirani et al. 2005; Goracci et al. 2005a; Cury et al. 2006]. Der Haftmechanismus der selbstkonditionierenden Befestigungszemente beruht auf mikromechanischer Retention und chemischer Interaktion zwischen den sauren Partikeln der Monomere und dem Hydroxylapatit [Radovic et al. 2008b]. Darüber hinaus soll die hygroskopische Expansion der selbstadhäsiven Befestigungszement zur Steigerung der Retention und der Friktion führen [Sarkis-Onofre et al. 2014]. Vermutlich erklärt diese Tatsache die höheren Haftwerte, die in den Untersuchungsreihen erzielt wurden [Bitter et al. 2006a; Bitter et al. 2008b; Bitter et al. 2009c; Sterzenbach et al. 2012b]. Die konfokalmikroskopischen Darstellungen der Hybridschicht zeigen dennoch eine sporadische Ausbildung der Schicht [Bitter et al. 2009c] bei selbstadhäsiven Zementen. Eine Vorkonditionierung mit Phosphorsäure bei den selbstadhäsiven Zementen hingegen verschlechtert die Haftung [Hikita et al. 2007].

Die Auswahl des richtigen Härtingsmodus für die Befestigung im Wurzelkanal ist relevant, um einen guten Haftverbund der ausgewählten Materialien zum Wurzelkanaldentin herzustellen.

Die Befestigungskomposite lassen sich anhand ihres Aushärtungsmodus in lighthärtende, dunkelhärtende und dualhärtende Systeme unterteilen [Blunck et al. 2009].

Allerdings wurde festgestellt, dass bei der Nutzung von rein lichthärtenden Materialien im Wurzelkanal die Zementhärte in weiter apikal liegenden Bereichen deutlich reduziert wird [Roberts et al. 2004, Yoldas et al. 2005]. Die Lichtintensität soll drastisch abnehmen, wenn das Licht durch eine 7 mm dicke Kompositschicht dringt [Hikita et al. 2007]. Hierbei sollen die Variabilität im Durchmesser, die Faserstruktur und die unterschiedliche Lichtbrechung zwischen Faser und Matrix der Faserstifte eine entscheidende Rolle spielen [Goracci et al. 2008]. Bei den dunkelhärtenden Befestigungsmaterialien kann eine durchgehende Polymerisation ohne Einfluss der Stiftbetttiefe erreicht werden. Dennoch sind sie durch eine schlechte Handhabung im Hinblick auf die nicht vorhandene Kontrolle der Abbindereaktion [Ceballos et al. 2007] als unvorteilhaft für den Einsatz im Wurzelkanal zu bewerten. Die dualhärtenden Materialien sollen hingegen die Vorteile von chemisch härtenden und lichthärtenden Materialien kombinieren. Eine Lichthärtung dieser Materialien wird empfohlen, da sie bei zusätzlicher Lichthärtung im Vergleich zur alleinigen chemisch aktivierten Polymerisation höhere Haftwerte zeigen [Piwowarczyk et al. 2007]. Vermutlich kann es zu unzureichenden Konversionsgraden in Abwesenheit von Licht kommen [Braga et al. 2002]. Um dem Nachteil des unzureichenden Lichteinfalls in einem engen apikalen Raum entgegenzuwirken, hat sich in einer weiteren Untersuchung die Verlängerung der Aushärtezeit als wirksam erwiesen [Özdemir et al. 2012].

4 Ziel der Arbeit und Arbeitshypothese

Aus der Vielzahl an wissenschaftlichen Publikationen in der aktuellen Literatur wird ersichtlich, dass viele verschiedene Faktoren für den Erfolg der Faserstiftretention eine Rolle spielen. Der negative Einfluss von Wurzelfüllmaterialrückständen, Geweberesten und der bedeckenden Schmierschicht nach der Stiftbettpräparation auf den Haftverbund ist unumstritten. Die Frage nach geeigneten Spülprotokollen zur Entfernung der Schmierschicht ist in diesem Zusammenhang unzureichend erforscht. Darüber hinaus ist ungeklärt, ob verschiedene Adhäsionsstrategien die Wirkung von Spülprotokollen auf den Haftverbund beeinflussen.

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Spülprotokolle auf die Haftwerte zum Wurzelkanalentin von drei Befestigungssystemen mit unterschiedlichen Adhäsionsstrategien bei der Insertion faserverstärkter Wurzelkanalstifte zu untersuchen. Dabei sollte die Effektivität der endodontischen Spüllösungen NaOCl in unterschiedlichen Konzentrationen mit passiver Ultraschallaktivierung, CHX und EDTA im Vergleich zur alleinigen Spülung mit Aqua dest. untersucht werden. Hierzu wurden die Stift- und selbstadhäsiven Befestigungssysteme MulticoreFlow/AdheseDC/FRC PostecPlus (Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein) und SmartCem2/XPost (Dentsply, Konstanz, Deutschland) sowie das phosphorsäurekonditionierende System CoreX Flow/XPBond/SCA/XPost (Dentsply, Konstanz, Deutschland) verwendet. Die Haftkraft wurde unter Berücksichtigung der Lokalisation der Probe mit dem Push-out-Test gemessen.

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

1. Die zu untersuchenden Spüllprotokolle haben keinen Einfluss auf den Haftverbund der Faserstifte.
2. Die Befestigungssysteme mit unterschiedlichen Adhäsionsstrategien haben keinen Einfluss auf die Retentionswerte der Faserstifte.
3. Die Haftkraft ist unabhängig von der Lokalisation in der Zahnwurzel

5 Material und Methoden

5.1 Materialien

5.1.1 Die Stiftsysteme

5.1.1.1 FRC Postec Plus



Abb. 1 FRC Postec Plus. Entnommen aus [VDW,2008]

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Wurzelkanalstifte FRC Postec (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bestehen aus einer von Dimethacrylaten (ca. 21 %) und Ytterbiumfluoriden (ca. 9 %) zusammengesetzten Kompositmatrix, die durch einen hohen Glasfaseranteil (ca. 70 %), hochdisperses Siliziumdioxid, Katalysatoren und Stabilisatoren (< 0,5 %) verstärkt wird (Abb. 1). Sie sind transluzent und röntgenopak. Mit einer Biegefestigkeit von 1050 MPa und einem E-Modul von 48 GPa, welcher nahe bei dem des Dentins ($E = 18 \text{ GPa}$ [Duret *et al.* 1990a]) liegt, sollen sie ähnliche mechanische Eigenschaften zum Dentin aufweisen.

Zu den Stiftsystemen werden passende Vorbohrer angeboten, welche mit entsprechenden Farbmarkierungen den Stiftsystemen zugeordnet werden können.

Der in der Studie verwendete Faserstift besitzt die Größe drei und ist rot markiert. Die Faserstifte weisen eine zylindrisch-konische Form auf. Sie besitzen eine Gesamtlänge von 20 mm, bestehend aus einem parallelwandigen Schaftanteil mit einem Durchmesser

von 2 mm und einem apikalen, konischen Anteil mit einer Länge von 10,8 mm. Der Konuswinkel beträgt 5,18 °.

5.1.1.2 Monobond Plus

Bei Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um einen Haftvermittler, welcher zum Aufbau eines adhäsiven Verbunds von Befestigungskompositen und indirekten Restaurationmaterialien wie Glas- und Oxidkeramik, Metall, Komposit und faserverstärktes Komposit unterstützend eingesetzt wird. Es ist eine alkoholische Lösung von Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat.

5.1.1.3 X Post



Abb. 2 X Post System. Entnommen aus [Dentsply, 2011]

X Post (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Deutschland) ist ein Glasfaserstift, der durch einen hohen Quarzfaseranteil (ca. 60 %) und Epoxidharzanteil (ca. 40 %) charakterisiert ist.

In der vorliegenden Studie wurden die Stifte der Größe 4 (grün) angewendet, die eine Länge von 20 mm besitzen. Sie haben ebenfalls eine zylindrisch-konische Form mit einem Konuswinkel von 5,3 ° und weisen einen Durchmesser von 1,83 mm im koronalen und von 1,0 mm im apikalen Anteil auf.

5.1.2 Die Befestigungsmaterialien

5.1.2.1 Adhese DC

Das in der Gruppe MC getestete Befestigungskomposit Multicore (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurde mit dem Adhäsivsystem Adhese DC angewandt. Hierbei handelt es sich um ein Adhäsivsystem, bestehend aus *Adhese Primer*, *Adhese Bonding Agent* und aus einem zu dualhärtenden Adhäsivsystem ergänzenden *Adhese DC Activator*. Es wird zunächst ein selbstkonditionierender Primer auf das chemisch gereinigte Wurzelkanalentin aufgetragen und einmassiert. Durch den sauer eingestellten pH-Wert können die kurzkettigen, hydrolysestabilen Monomere das Wurzelentin demineralisieren und gleichzeitig in diese Schicht penetrieren. Anschließend wird im zweiten Schritt das Adhäsiv aufgetragen.

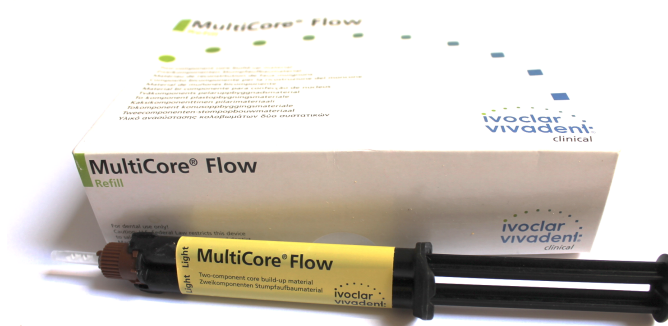
Das Adhäsiv *Adhese Bonding Agent* wird vor der Applikation mit *dem Adhese DC Activator* im Verhältnis 1:1 vermischt und damit zu einem dual-/selbsthärtenden Adhäsivsystem ergänzt.

Die genaue Zusammensetzung der einzelnen Komponenten kann der Tabelle entnommen werden.

Tabelle I: Zusammensetzung der Materialien Adhese/Adhese DC Activator

Produktname	Zusammensetzung
Adhese Primer	Dimethacrylat Phosphorsäureacrylat Initiator Stabilisator Wasser
Adhese Bonding Agent	HEMA Dimethacrylat Siliziumdioxid Initiator Stabilisator
Activator	Initiatoren Lösungsmittel

5.1.2.2 Multicore Flow

**Abb. 3** Multicore mit aufgesetzter Applikationskanüle

Das Befestigungskomposit Multicore besteht hauptsächlich aus langkettigen Monomeren. Es härtet durch Radikalbildung und dadurch entstehenden längeren Ketten aus. Da es sich hierbei um ein Komposit mit einem dualen Abbindemechanismus handelt, erfolgt die Initiation der Radikalbildung bei Multicore Flow sowohl chemisch als auch durch Licht.

Das Komposit besteht aus einer Base- und einer Katalysatorpaste, die durch das Auspressen der Pasten durch die statische Mischkanüle in einem Verhältnis von 1:1 miteinander vermennt werden.

Tabelle II: Zusammensetzung Multicore Flow

Produktname	Zusammensetzung
Monomermatrix (29 Gew.-%)	Bis-GMA Urethandimethacrylat Triethylenglycoldimethacrylat
Anorganische Füllstoffe (70 Gew.-%)	Bariumglas Ytterbiumtrifluorid Ba-Al-Fluorsilikatglas hochdisperses Siliziumoxid
Zusätzlich (1 Gew.-%)	Katalysatoren, Stabilisatoren Pigmente

5.1.2.3 Core X Flow



Abb. 4 CoreX Flow. Entnommen aus [Dentsply, 2011].

Core X Flow (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland) ist ein aus zwei Komponenten bestehendes (Base- und Katalysatorpaste), chemisch-initiiert aushärtendes Komposit, welches optional unter Lichteinwirkung auspolymerisiert. Somit zählt es ebenfalls zu den dualhärtenden Befestigungsmaterialien und enthält Siliziumdioxid- und Glasfüller. Das Monomer des Komposits setzt sich aus Urethandimethacrylat und hochvernetzenden di- und trifunktionellen Methacrylaten zusammen. Die Initiation der Polymerisation des Monomers erfolgt durch das in der Katalysatorpaste enthaltene Benzoylperoxid, welches mit dem Sauerstoff der Luft reagiert, zu einem Peroxid oxidiert und anschließend in freie Radikale zerfällt. Des Weiteren ist in dem Katalysator Kampferchinon als Fotoinitiator vorzufinden, das unter Lichteinwirkung zusätzlich in freie Radikale zerfällt. Die entstandenen freien Radikale starten die Polymerisation der Methacrylate.

Tabelle III: Zusammensetzung Core X FLOW

Produktname	Zusammensetzung
CoreX Flow	Urethan-Dimethacrylat, Di- und tri-Methacrylate, Barium-Boron-Fluoroaluminosilikat-Glas, Diethylenglykoldimethacrylat, Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat Kampferchinon Fotoinitiator, Fotoakzeleratoren, Pigmente, UV-Stabilisator Siliziumdioxid, Titandioxid, Benzoyl-Peroxid

5.1.2.4 XP Bond

XP Bond ist ein universeller Haftvermittler, der in der sogenannten „Etch-and-rinse-Technik“ angewendet wird. Das Kollagenetzwerk des Dentins wird durch Phosphorsäureapplikation freigelegt und muss von dem hydrophilen Monomer durchdrungen werden. XP-Bond enthält sowohl kurzkettige als auch langkettige Monomere und agiert somit sowohl als Primer wie auch als Adhäsiv. Die genaue Zusammensetzung kann der folgenden Tabelle IV entnommen werden.

Tabelle IV: Zusammensetzung XP Bond/ Self Cure Activator

Produktname	Zusammensetzung
XP Bond	Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat (TCB-Harz), Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz (PENTA), Urethan-Dimethacrylat (UDMA), Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA), 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), butyliertes Benzendiol (Stabilisator), Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat, Kampferchinon, funktionalisiertes amorphes Siliziumdioxid, t-Butanol
Self-Cure Activator	Urethan-Dimethacrylat (UDMA), Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Katalysator, Photoinitiatoren, Stabilisatoren, Azeton, Wasser

5.1.2.5 SmartCem2



Abb. 5 SmartCem2 mit Applikationskanüle. Entnommen aus [Dentsply 2011].

Die Glasfaserstifte der Gruppe SC wurden mit dem selbstadhäsiven dualhärtenden Befestigungszement SmartCem2 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland) eingegliedert (Abb. 5). SmartCem2 besteht aus zwei Komponenten und benötigt laut Herstellerangaben keine Vorbehandlung des Dentins mit einem weiteren Adhäsivsystem (Tabelle V). Die Monomere bilden durch eine Säure-Basen-Reaktion sowohl mit dem Schmelz als auch mit dem Dentin ein dreidimensionales Netzwerk.

Tabelle V: Zusammensetzung SmartCem2

Produktname	Zusammensetzung
SmartCem2	Urethan-Dimethacrylat, di- und tri-Methacrylate, Phosphorsäure modifizierte Acrylate, Barium-Boron-Fluoroaluminosilikat-Glas, organischer Peroxid Initiator, Kampferchinon Fotoinitiator, Phosphenoxid Fotoinitiator, Akzeleratoren, butylierte Hydroxy-Toluene, UV Stabilisatoren, Titandioxid, Eisenoxide, hydrophobes amorphes Silikondioxid

5.1.3 Hilfsmaterialien

5.1.3.1 Technovit

Technovit 4071 (Heraeus Kulzer, Werheim, Deutschland) ist ein aus Methacrylaten, welche sowohl in der Monomerflüssigkeit als auch im Pulver enthalten sind, bestehendes Kaltpolymerisat. Durch das Mischen der beiden Komponenten härtet es schnell aus, hat eine Druckfestigkeit von 1920 kg/cm² und dient als Einbettmasse von Zahnschliffen

5.1.3.2 Farbstoffe

Rhodamin B Isothiocyanat

Das zum Anfärben des Befestigungskomposits eingesetzte Rhodamin B Isothiocyanat (Sigma Aldrich; Steinheim, Deutschland) ist ein roter Farbstoff, welcher mit 96%igem Alkohol angemischt und in 1%iger Konzentration verwendet wurde.

Fluoreszein Isothiocyanat

Fluoreszein Isothiocyanat (Sigma Aldrich) ist ein grüner Farbstoff, welcher ebenfalls mit 96%igem Alkohol zu einer 1%igen Lösung angemischt wird und zum Anfärben von Adhäsivsystemen verwendet werden kann.

5.2 Methode

Übersicht der Studie

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Spülprotokolle auf die Haftwerte zum Wurzelkanalentin von drei Befestigungssystemen mit unterschiedlichen Adhäsionsstrategien bei der Insertion faserverstärkter Wurzelkanalstifte zu untersuchen. Hierfür wurden 180 extrahierte obere mittlere humane Frontzähne dekapitiert, randomisiert auf fünf Gruppen aufgeteilt (n = 36) und maschinell unter Verwendung von 1%igem Natriumhypochlorit (NaOCl) aufbereitet. Nach der Stiftbettpräparation erfolgte eine gruppenabhängige Spülung des Wurzelkanals mit den folgenden Spüllösungen (jeweils 5 ml für 60 s):

IP1: Aqua dest. (Kontrolle)

IP2: NaOCl 5,25 % mit Ultraschallaktivierung, Aqua dest

IP3: NaOCl 1 % mit Ultraschallaktivierung, Aqua dest

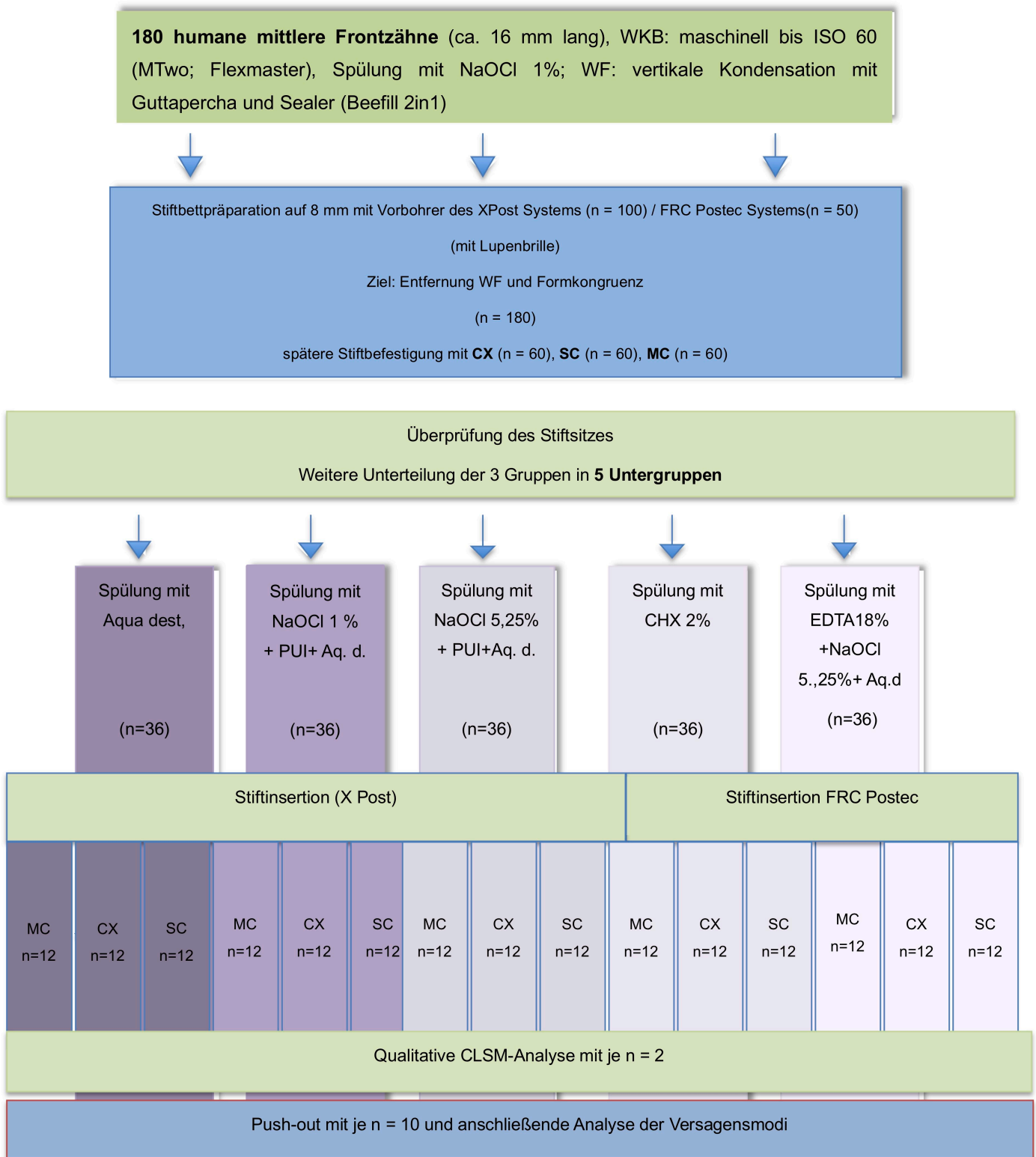
IP4: EDTA17 %,NaOCl 5,25 %, Aqua dest.

IP5: CHX 2 %, Aqua dest.

Zum Einsetzen der Stifte wurden jeweils zehn Zähne pro Gruppe mit den folgenden Befestigungs- und Stiftsystemen nach Herstellerangaben versorgt CoreXFlow/XP Bond und Self Cure Activator /X-Post (Dentsply Detrey) (**CX**), Multicore Flow/ Adhese DC/ FRC Postec Plus (Ivoclar Vivadent) (**MC**) sowie Smart Cem/ X-Post (Dentsply Detrey) (**SC**).

Zum Ermitteln der Haftfestigkeit wurden pro Zahnwurzel sechs Wurzelquerschnitte von jeweils 1 mm senkrecht zur Zahn-/Stiftachse mit Hilfe einer Präzisionsbandsäge hergestellt. Die Proben wurden vom Zeitpunkt des Stiftsetzens bis zum Ausstoßen für eine Woche bei 37 °C feucht gelagert. Die Haft- bzw. Verbundfestigkeit wurde mit einer Universalprüfmaschine im Ausstoßexperiment ermittelt.

5.2.1 Flussdiagramm der Studie



5.2.2 Vorbereitung der Zähne

Es wurden 180 humane mittlere OK Schneidezähne mit einer Mindestwurzellänge von 17 mm mit Ultraschall (Sirosonic; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) niedertourig gereinigt. Die Zähne wurden während der gesamten Versuchsdauer bis zur Weiterverwendung in einer 0,5%igen Chloramin-T Lösung (Apotheke, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Deutschland) bei Zimmertemperatur gelagert.

Die Kronen der Zähne wurden am approximalen Verlauf der Schmelz-Zement-Grenze mit Hilfe einer diamantierten Scheibe (Brasseler, Lemgo, Deutschland) senkrecht zur Zahnachse entfernt.

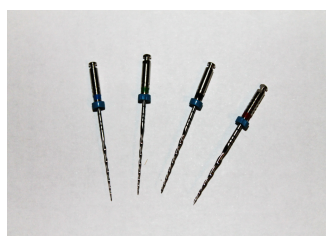
Nach dem Abtrennen der Kronen wurde die Länge der Wurzelkanäle mit einem vorgebogenen Reamer der ISO-Größe 10 (VDW) durch das manuelle Einführen bis zum Sichtbarwerden am Foramen apicale mit Hilfe eines Silikon-Stoppers bestimmt. Die Arbeitslänge der Aufbereitung wurde auf 1 mm vor dem anatomischen Apex zurückgesetzt.

5.2.3 Aufbereitung der Wurzelkanäle und Wurzelfüllung

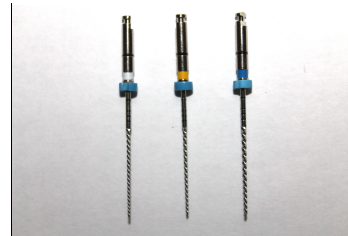
Die Zähne wurden mit dem MTwo-System (VDW) nach Herstellerangaben aufbereitet. So erfolgte die Wurzelkanalaufbereitung durch die vier Feilen beinhaltende Basissequenz (*lila10/.04-weiß15/.05-gelb20/.06-rot25/.06*), die unabhängig von der morphologischen Ausgangssituation des Wurzelkanals in der sogenannten *Single-Length-Technik* eingesetzt werden. Hierbei werden alle Instrumente auf voller Arbeitslänge angewandt.



Basissequenz MTwo-System



„Ergänzende“ Feilen MTwo-System



Feilen 02/45 02/50 02/60 Flexmaster

Abb.6 Übersicht der eingesetzten Feilen

Nach dem Sondieren des Wurzelkanals mit einem Handinstrument der ISO-Größe 15 wurde das erste Instrument, 10/.04 (lila), auf die Arbeitslänge gebracht. Nach dem Erreichen der zuvor bestimmten Länge wurde die Aufbereitung mit der nächsten Größe fortgesetzt. Um einen optimalen Zugang der chemischen Reinigung durch die Spüllösungen zu erzielen, wurde die Aufbereitung durch die Basissequenz um die Feilen blau 30/.06, grün 35/.06, schwarz 40/.06, rot 25/.07 (Mtwo, VDW, München, Deutschland) ergänzt. Der apikale Anteil der Wurzelkanäle wurde anschließend durch die Abfolge der Feilen 02/45 – 02/50 – 02/60 des Flexmaster-Systems (VDW, München, Deutschland) bis auf ISO-Größe 60 erweitert. Das Drehmoment der rotierenden Instrumente lag bei 280 rpm.

Um ein leichteres Gleiten der Instrumente gewährleisten zu können, wurden alle eingesetzten Feilen mit EDTA-FileCare (VDW, München, Deutschland) beschichtet. Des Weiteren erfolgte die Spülung der angelösten und abgetragenen Debris und des infizierten pulpalen Gewebes im Wurzelkanal mit 5 ml Natriumhypochlorit (1 %) nach jedem Instrumentenwechsel und als finale Lösung.

Die aufbereiteten Wurzelkanäle wurden anschließend mit Papierspitzen (VDW) getrocknet, der Guttapercha-Masterpoint der ISO-Größe 60/.02 (VDW) wurde angepasst. Die Wurzelfüllung erfolgte mit dem BeeFill-System (VDW) und dem Kunstharz-Sealer 2Seal (VDW) im Verfahren der vertikalen Kondensation. Die Kondensation in der Downpack-Phase wurde mit erwärmten Pluggern des BeeFill-Systems vorgenommen. In der Backfill-Phase wurde das Auffüllen des restlichen Kanallumens mit Alpha-Guttapercha in je zwei Schritten vorgenommen. Hierbei wurde nach jedem Schritt mit Handpluggern kondensiert. Überschüssige Sealer- sowie Guttapercharesten wurden direkt im Anschluss entfernt.

Die Proben wurden von koronal mit Cavit (3M ESPE) verschlossen und für eine Woche in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Nach der Lagerung wurden die Zähne für den weiteren Versuchsaufbau randomisiert auf fünf Gruppen à 30 Zähne verteilt (siehe Flussdiagramm).

5.2.4 Stiftbettpräparation

Die Proben wurden für die adhäsive Befestigung der faserverstärkten Stifte mit Hilfe von von den Herstellern angebotenen genormten Vorbohrern präpariert. Mit der

Minifix Messlehre wurden zuvor 10 mm an den Vorbohrern gemessen und mit Silikon-Stoppfern markiert. Es wurde zunächst der Stiftvorbohrer niedertourig (1800U/min) unter ständiger Wasserkühlung aus drei Düsen axial auf eine Länge von 10 mm in den Wurzelkanal hineingesetzt. Eine Restfüllung von mindestens 4 mm blieb bestehen. Um die Passung der Wurzelkanalstifte bei einer gewünschten Insertionstiefe zu kontrollieren, wurde bei jeder Zahnwurzel ein vorbereiteter DT-Light-SL-Stift bzw. FRC- Postec-Stift, der bei 8 mm eine Markierung aufwies, manuell überprüft.

Die Entfernung der Wurzelfüllung erfolgte bei 60 Zahnwurzeln mit den Vorbohrern des Stiftsystems FRC Postec und bei den restlichen 120 Zähnen mit den Vorbohrern des Stiftsystems X Post. Eine Restwurzelfüllung von mindestens 4 mm blieb bestehen. Diese 120 Zähne wurde randomisiert auf zwei Gruppen (n = 60) unterteilt, sodass entsprechend den Befestigungssystemen drei Gruppen (MC, CX, SC; n = 60) entstanden.

5.2.5 Spülung des Stiftbettes

In allen Gruppen (Abb. 7) wurde das präparierte Stiftbett entsprechend des Spülprotokolls (Tab. VI) aus einer Einwegspritze mit aufgesetzter Endo-Kanüle (Abb.8) für 60 s laut Herstellerangaben bearbeitet.

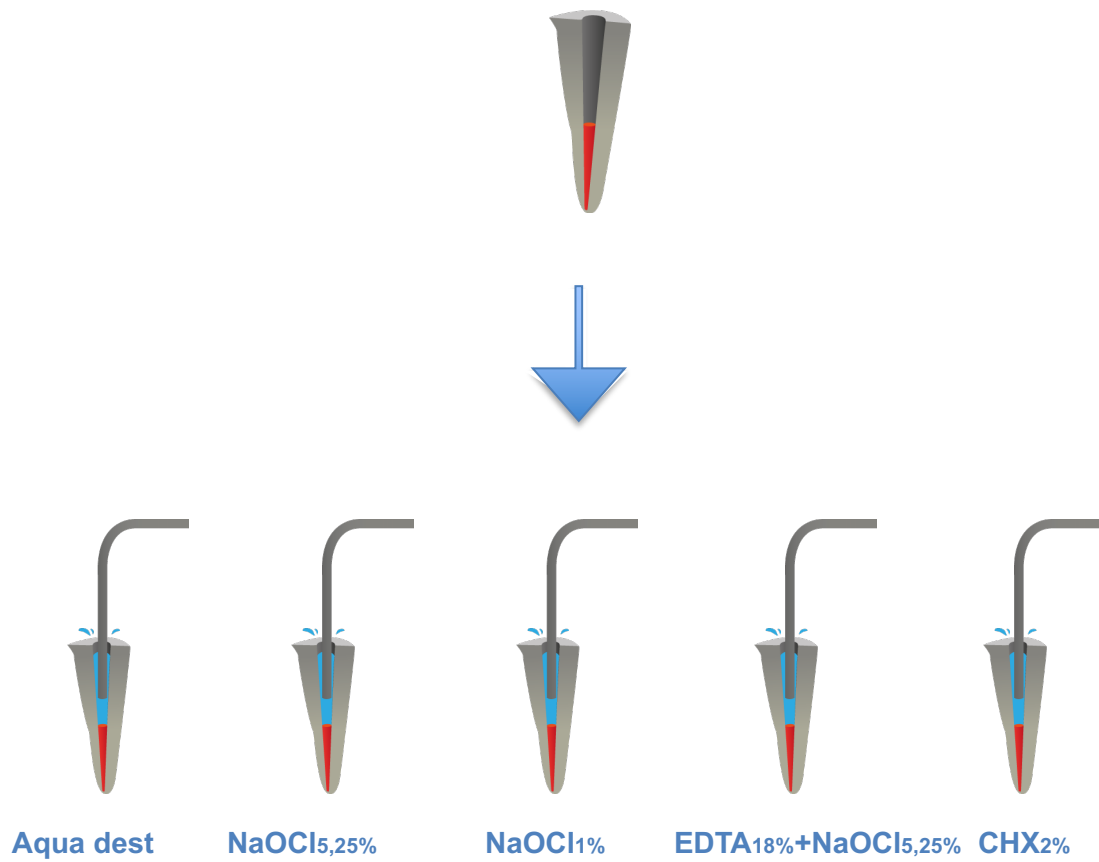


Abb. 7 Spülung des Stiftbettes laut Spülprotokoll



Abb. 8 Einwegspritze mit aufgesetzter Kanüle NaviTip Gauge 30/25mm
(Ultradent Products)

Tabelle VI Spülprotokoll

Material	n	Spülung des Kanals nach der Stiftbettpräparation	n
MC Multicore Flow + FRC Postec	60	IP1(Kontrolle) Aqua dest. (5ml)	12
		IP2: NaOCl (5,25%) (5ml) Ultraschallakt. für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP3: NaOCl (1%) (5ml) Ultraschallakt. für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP4: EDTA(18%) (5ml) + NaOCl (5,25%) (5ml) für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP5: Vorher Aqua dest.5ml +CHX(2%) (5ml) + Aqua dest.(5ml)	12
CX CoreX Flow + CTS Post	60	IP1:(Kontrolle)Aqua dest. (5ml) + H3PO4(37%) für 15s	12
		IP2: NaOCl (5,25%) (5ml) Ultraschallakt. für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP3: NaOCl(1%) (5ml) Ultraschallakt. für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP4: EDTA(18%) (5ml) + NaOCl (5,25%; 5ml) für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP5:H3PO4(37%) für 15s+CHX(2%) (5ml) + Aqua dest.(5ml)	12
SC Smart Cem + CTS Post	60	IP1(Kontrolle)Aqua dest. (5ml)	12
		IP2: NaOCl (5,25%) (5ml) Ultraschallakt. für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP3: NaOCl (1%) (5ml) Ultraschallakt. für 2x30s +Aqua dest. (5ml)	12
		IP4: EDTA(18%) (5ml) + NaOCl (5,25%) (5ml) für 2x30s + Aqua dest. (5ml)	12
		IP5: CHX (2%) (5ml) + Aqua dest.(5ml)	12

Die drei Gruppen MC, CX und SC (n = 60) wurden in jeweils fünf Untergruppen (Kontrolle, Natriumhypochlorit 5,25 % mit Ultraschallaktivierung, Natriumhypochlorit 1 % mit Ultraschallaktivierung, EDTA 18 % und Natriumhypochlorit 5,25 %, CHX 2 %; n = 12) aufgeteilt. Jeder dieser Untergruppen wurde ein bestimmtes Spülprotokoll zugewiesen (siehe Tabelle VI). In allen fünf Untergruppen wurde nach der vollständigen Stiftbettpräparation der Wurzelkanäle mit 5 ml Aqua dest. aus einer Einwegspritze mit aufgesetzter Endokanüle (Ultradent Products) gespült. In den Kontrollgruppen *MC Kontrolle (IP1)*, *CX Kontrolle (IP1)* und *SC Kontrolle (IP1)* (n = 36) wurde keine weitere Spüllösung verwendet. Die Trocknung der Wurzelkanäle erfolgte mit Hilfe von Papierspitzen. Die Wurzelkanäle der IP2- (n = 36) und IP3-Gruppen (n = 36) wurden anschließend mit 5 ml NaOCl 5,25 % bzw. NaOCl 1 % aufgefüllt 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) für 2 x 30 s aktiviert. Anschließend erfolgte aus einer Einwegspritze mit aufgesetzter Endokanüle die Spülung des Wurzelkanals mit 5 ml Aqua dest.

Bei IP4 (n = 36) wurden die Wurzelkanäle zunächst mit 18%iger EDTA-Lösung gespült, mit Papierspitzen der ISO-Größe 60 getrocknet und dann mit 5,25%igem NaOCl für jeweils 2 x 30 s und anschließend mit 5 ml Aqua dest. gespült.

In den IP5-Gruppen (n = 36) wurden die Wurzelkanäle mit 2%iger Chlorhexidin-Lösung und anschließend mit 5 ml Aqua dest. gespült. Eine besondere Vorgehensweise wurde bei diesem Spülprotokoll in der CX-Gruppe vorgenommen (n = 12). Hier wurde das Wurzelkanaldentin nach der Stiftbettpräparation zunächst konditioniert. Hierfür wurde der Detrey Conditioner 36 (Dentsply) mit einer Applikationsspitze (Dentsply) in den Kanal eingebracht und für 15 s dort belassen, anschließend folgte die Spülung mit 5 ml Aqua dest. Im Anschluss wurde die Applikation der Spüllösung laut Spülprotokoll (CHX; Aqua dest.) vorgenommen. Nach der Applikation der beschriebenen Spüllösungen wurden die Kanäle mit Hilfe von Papierspitzen der ISO-Größe 90 von überschüssiger Spüllösung befreit. Als trocken wurden die Kanäle gewertet, bei denen die Papierspitzen nach 5 s aus den Kanälen herausgenommen und anschließend an der Spitze durch leichten Druck nicht zu verbiegen waren.

5.2.6 Setzen der Stifte

Vorbereitungen der Wurzelstifte

Alle Glasfaserstifte wurden vor der Stiftinsertion mit Alkohol gereinigt. Die Stifte FRC Postec Plus (Ivoclar Vivadent) der Gruppe MC wurden laut Herstellerangaben mit 37%iger Phosphorsäure für 30 s vorkonditioniert, mit Wasser für 15 s gereinigt und mit dem Luftbläser getrocknet. Anschließend wurden die Stifte mit Monobond S (Ivoclar Vivadent) benetzt und nach 60 s mit Luftstrom vorsichtig getrocknet.

Die Stifte XPost (Dentsply) für die Gruppen CX und SC wurden entsprechend den Herstellerangaben ausschließlich mit Alkohol gereinigt.

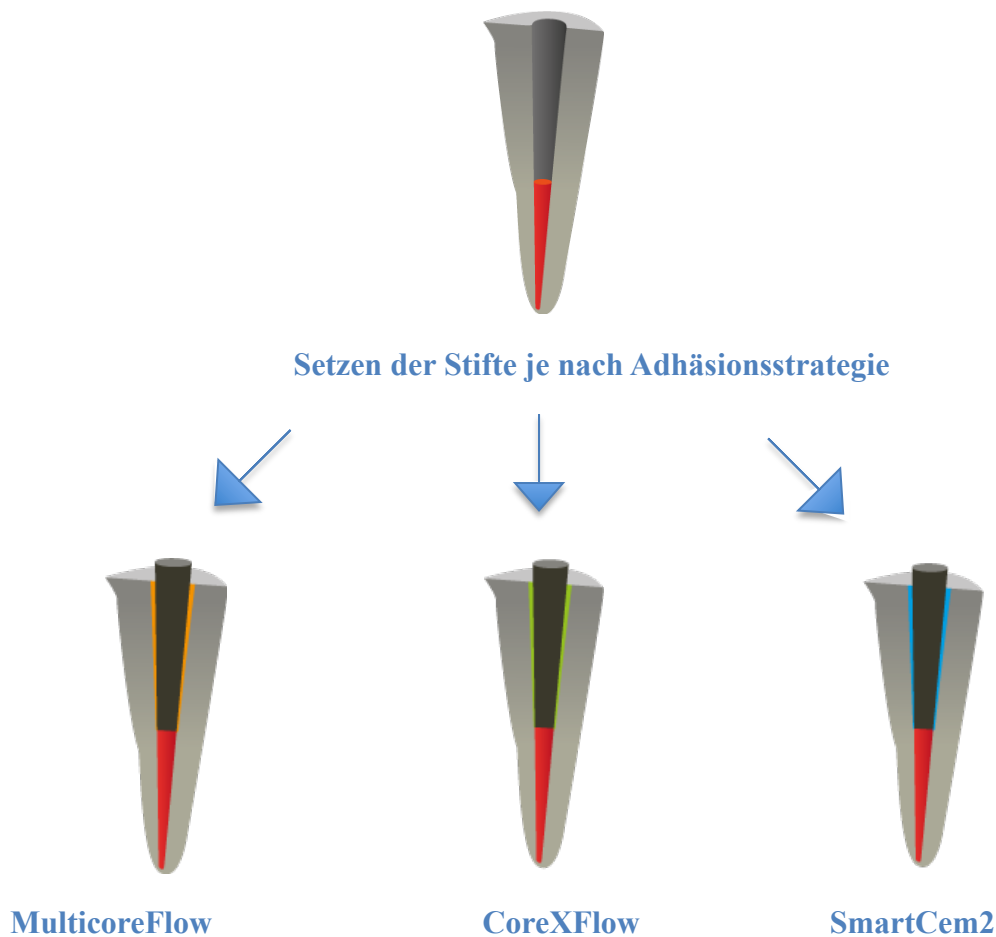


Abb. 9 Darstellung der Insertion der Faserstifte nach drei Adhäsionsstrategien

Verarbeitung von Multicore/Adhese DC

Das Adhäsiv Adhese Bond wurde vor der Applikation mit dem Adhese DC Aktivator zu gleichen Mengen vermischt. In aktivierter Form wurde es mit Hilfe der vom Hersteller angebotenen „Brush“ in den Wurzelkanal eingebracht, sodass das präparierte Wurzelkanalentin für 30 s benetzt und anschließend mit einem feinen Luftstrom vorsichtig getrocknet wurde, bis kein beweglicher Flüssigkeitsfilm mehr erkennbar war. Die Überschüsse wurden mit Papierspitzen der ISO-Größe 90 entfernt.

Nach der Entfernung der ersten Materialmengen wurde auf die Doppelkammerspritze eine Applikatorspitze (VDW) aufgesetzt. Multicore Flow wurde in den Wurzelkanal eingebracht. Der vorbehandelte Glasfaserstift FRC Postec Plus wurde mit leicht rotierender Bewegung um die eigene Achse mit einer Pinzette in die Wurzel eingebracht, mit leichtem Fingerdruck fixiert und anschließend für 60 s mit einer Lampe der Leistung 1000 mW/cm² allseitig auspolymerisiert.

Verarbeitung von CoreXFlow/XP Bond

Der Glasfaserstift wurde auf sicheren Sitz überprüft und anschließend mit Alkohol entfettet. Das laut Spülprotokoll vorbehandelte Wurzelkanalentin wurde mit 37%iger Phosphorsäure für 30 s konditioniert und mit Wasser für 15 s gereinigt. Übermäßiges Austrocknen des Kanals wurde vermieden. Das Adhäsiv XP Bond wurde für die Befestigung der Stifte im Wurzelkanal mit dem Self Cure Activator im Verhältnis 1:1 für 4 s angemischt, damit auch tiefere Wurzelkanalareale mit suboptimaler Lichtpenetration aktiviert werden. Das Adhäsivsystem XP Bond / SCA wurde mit Hilfe einer „Microbrush“ auf alle vorkonditionierten Flächen für 20 s einmassiert und für 40 s lichtgehärtet (1000 mw/cm²).

Die Base- und Katalysatorpaste des CoreXFlow wurden durch Auspressen durch die vorhandene Doppelkammer-Spritze im Verhältnis 1:1 vermengt. Eine geringe Menge wurde verworfen. Mit Hilfe des speziellen Applikatortips (Dentsply) wurde das Komposit in den Wurzelkanal gebracht und die Spitze beim Ausfließen des Materials langsam aus dem Kanal entfernt. Der Glasfaserstift wurde leicht rotierend mit einer Pinzette in den Wurzelkanal eingebracht, mit Fingerdruck fixiert und für 60 s allseitig auspolymerisiert.

Verarbeitung von SmartCem2

Die Base- und Katalysatorpaste wurden durch Auspressen durch die vorhandenen Doppelkammer-Spritze im Verhältnis von 1:1 vermischt. Eine geringe Menge des Materials wurde direkt nach dem Ausbringen aus der Spritze verworfen und die Applikatorhilfe aufgesetzt.

Der Befestigungszement wurde mit Hilfe des vom Hersteller angebotenen „Mixing Tip“ (Dentsply) in den Wurzelkanal eingebracht, der um die eigene Längsachse rotierende Glasfaserstift mit einer Pinzette im Kanal in die Endposition gebracht, mit Fingerdruck fixiert und durch die Polymerisationslampe der Leistung 1000mW/cm^2 für 60 s befestigt.

Die Wurzeln mit den eingesetzten Stiften wurden für 24 Stunden feucht bei $37\text{ }^\circ\text{C}$ gelagert, um die definitive Härte der eingesetzten Materialien zu erlangen.

5.2.7 Herstellung der Proben für Push-out-Tests

Um die mit den Glasfaserstiften versorgten Zähne für die spätere Durchführung der Ausstoßversuche mit der Zwick Universalprüfmaschine vorbereiten zu können, wurden diese Zähne in einem Winkel von 90° zur Tischebene in Technovitmasse eingebettet. Hierfür kam ein Parallelometer zum Einsatz. Die aus den Wurzeln herausragenden, nicht gekürzten Stiften wurden in die Haltevorrichtung des Parallelometers so eingespannt, dass die Zahnwurzeln genau senkrecht zur Tischebene standen (siehe Abb.10). Mit Hilfe einer 2D-Wasserwaage (STABILA Messgeräte Gustav Ullrich GmbH, Annweiler am Trifels, Deutschland) wurde sichergestellt, dass die Gerätebasis des Parallelometers plan auf der Tischebene stand. Zum Einbetten wurden speziell hergestellte Teflonblöcke, die zentral eine zylindrische Aushöhlung mit der Tiefe von 25 mm und einem Durchmesser von 10 mm besaßen (Technische Abteilung Charite-Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland), auf der Modellhaltevorrichtung fixiert. Die Einbettformen wurden mit Vaseline (Winthrop Arzneimittel GmbH, Mülheim-Kärlich, Deutschland) isoliert und mit nach Herstellerangaben verarbeitetem Technovit ausgegossen. Anschließend wurden die Wurzeln durch den Kreuzarm des Parallelometers in die Masse so tief eingesetzt, bis die Technovitmasse mit dem koronalen Ende der Zahnwurzeln genau abschloss. Es wurde

darauf geachtet, dass die senkrecht angeschnittene Dentinoberfläche frei von Technovit blieb.

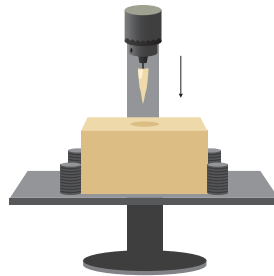


Abb. 10 Die zum Einbetten vorbereitete Zahnwurzel wird in das Parallelometer eingespannt

Wenn die Konsistenz der Technovitmasse beim Abbinden keine Verschiebung der Zahnwurzeln in den Einbettformen mehr zuließ (Abb. 10), wurde die Fixierung gelöst und der Abschluss des Abbindevorgangs abgewartet. Nach 15 min wurden die eingebetteten Proben durch das Herausdrücken des Stempels auf der Unterseite des Blockes ausgebettet. Die zweitägige feuchte Probenlagerung fand mit Aqua dest. getränkten Tüchern statt.

Sägen der Stifte

Zum Herstellen der Proben für den Ausstoßversuch wurden aus jeder eingebetteten Wurzel sechs Proben senkrecht zur Stiftachse angefertigt (Abb. 12). Hierfür wurden die zylindrisch eingebetteten Zahnwurzeln mit Sekundenkleber auf einem Objektträger befestigt, sodass sie senkrecht zur Oberfläche des Objektträgers standen. Anschließend konnten die Objektträger so in die Vakuumsaugvorrichtung der Sägemaschine (Exakt 0,1 mm Band; Exakt Diapuls, Deutschland) platziert werden, dass die Stifte senkrecht zum 0,1 mm dicken Sägeblatt der Maschine standen.

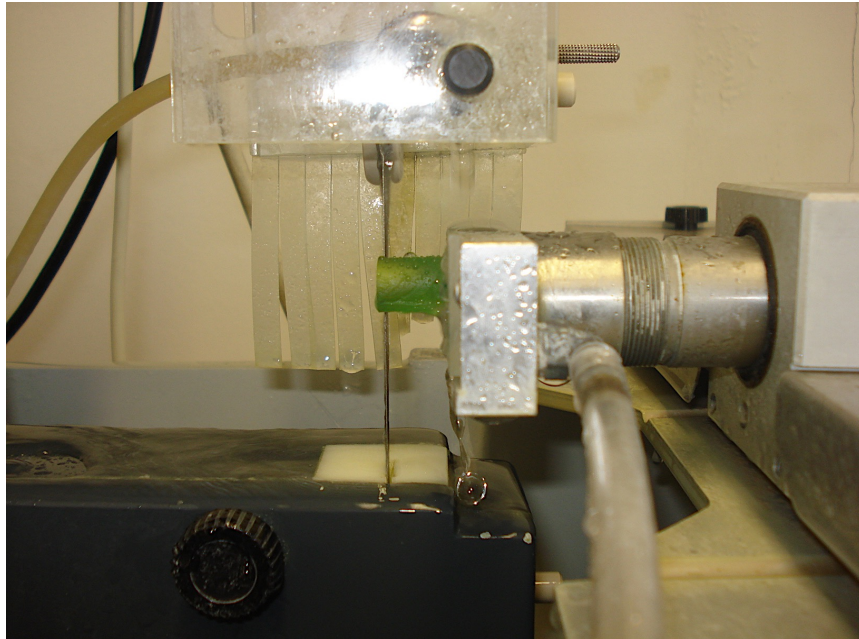


Abb.11 Sägen der eingebetteten Proben mit Hilfe der Exakt Säge

Mit dem Präzisionssägeblatt wurden unter ständiger Wasserkühlung pro Zahnwurzel sechs planparallele Scheiben mit einer Schichtdicke von 1 mm gewonnen (die Toleranz betrug 0,1 mm). Die koronalen Seiten und die Anordnung der Scheiben wurden vor dem Sägen mit einem wasserfesten Stift markiert, sodass beim Ausstoßversuch der Stift von apikal mit dem kleineren Durchmesser ausgestoßen werden konnte. Dadurch konnte eine chronologische Klassifizierung der Haftwerte je nach Wurzelabschnitt getroffen werden.

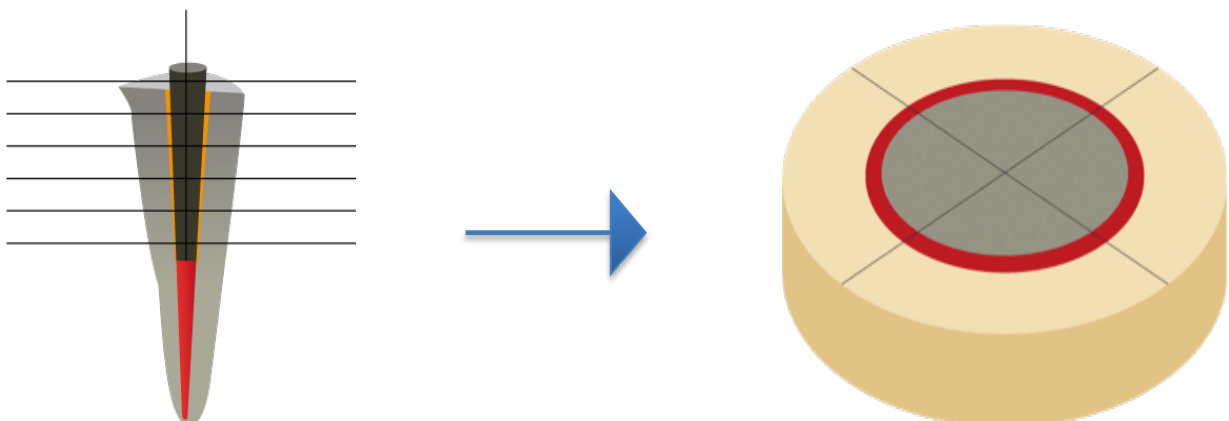


Abb.12 Darstellung der lokalisationsabhängigen Proben für den Push-out-Test

Die Schichtdicke der Proben wurde mit Hilfe eines digitalen Millimetermessgerätes (Digimatic MDC-Lite, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) dokumentiert.

Die hergestellten Proben wurden feucht bei 37 °C für eine Woche gelagert.

5.2.8 Ausstoßversuche

Die Haftung im Wurzelkanaldentin wurde mit Hilfe der computergestützten Zwick-Universalprüfmaschine (Zwick, Roell, Ulm Deutschland) ermittelt. Hierzu wurden die Proben in die Haltevorrichtung mit spezieller Ausstoßöffnung der Maschine so platziert, dass der Metallprüfstempel mittig, ohne Kontakt zum Dentin auf die Stiftoberfläche traf. Unter Beachtung der Konizität der Stifte kamen drei Prüfstempel mit den Durchmessern von 1,17 mm, 0,98 mm und 0,79 mm zur Anwendung. Die Durchmesser der Wurzelstifte wurden zuvor mit Hilfe eines Stereomikroskops (Zeiss, Oberkochen, Deutschland) bei 40-facher Vergrößerung von koronal und apikal bestimmt.

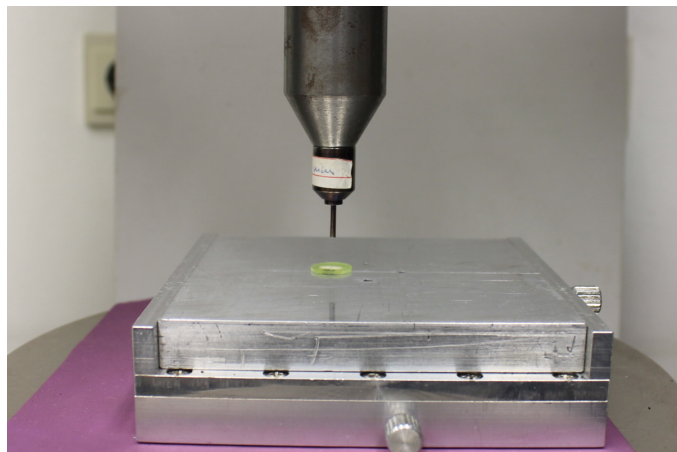


Abb.13 Darstellung des Versuchsaufbaus

Die Stifte wurden mit einer Kraftmessdose von 2,5 kN, einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min senkrecht zu ihrer Stiftachse, entgegen der Setzrichtung aus den Kunststoffscheiben herausgestoßen. Die Versagenslast wurde bei einem Kraftabfall von 10 % in N gemessen.

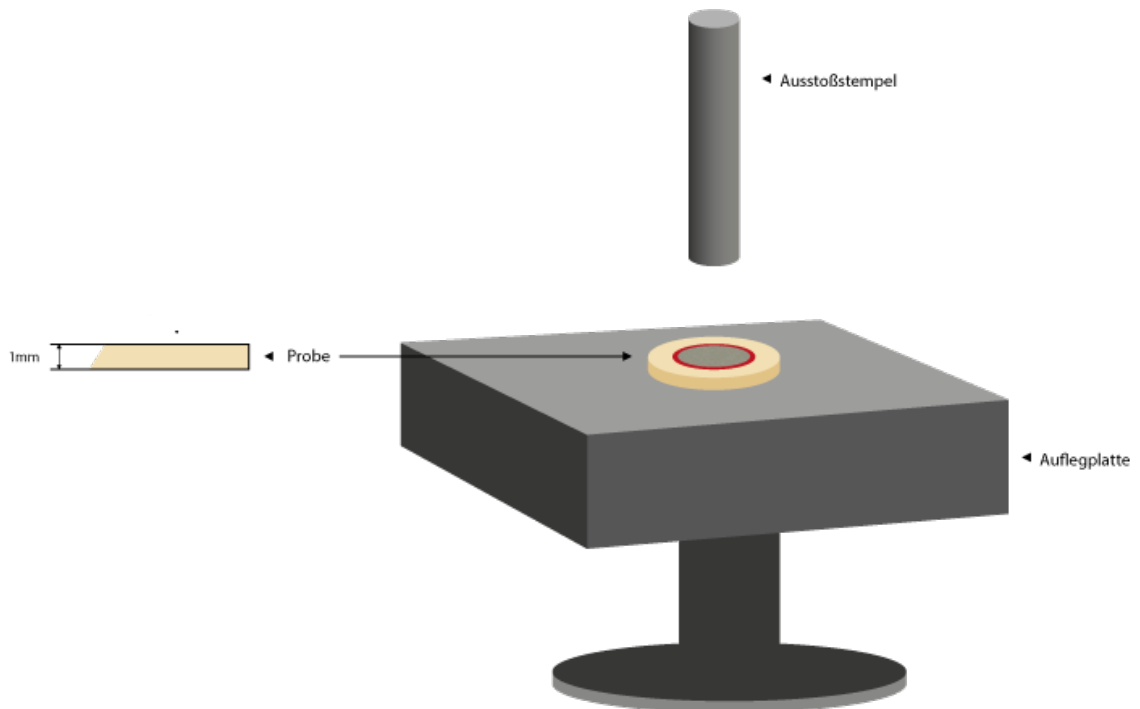


Abb.14 Grafische Darstellung des Versuchsaufbaus

Berechnung der Haftkraft

Die Oberfläche des konusförmigen Stiftes entspricht dem eines Kegelstumpfes (siehe Abb. 15):

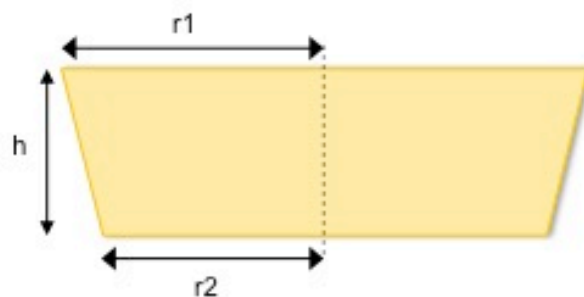


Abb.15 Grafische Darstellung der Stiftprobe. Grundlage zur Berechnung des Stiftdurchmessers, r_1 = Radius Stift koronal (mm), r_2 = Radius Stift apikal (mm), h = Dicke der Probe (mm)

Die Berechnung des Haftwertes konnte mit Hilfe der folgenden Formel vorgenommen werden:

$$\text{Haftwert [MPa]} = \text{gemessene Ausstoßkraft [N]} / \text{Oberfläche des Stiftes [mm}^2\text{]}$$

Die erforderliche Stiftfläche des ausgestoßenen Stiftanteils wurde mit Hilfe der folgenden Formel ermittelt:

$$A = \pi (r_1 + r_2)^2 \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2}$$

r_1 = Radius des Stiftes auf der koronalen Seite (mm)

r_2 = Radius des Stiftes auf der apikalen Seite (mm)

h = Dicke der Probe (mm)

Die Höhe h und der Radius r wurden zuvor individuell für jede Probe mit einem Digitalmessgerät und mit dem Stereomikroskop bestimmt.

5.2.9 Analyse des Versagensmodus

Die Proben wurden nach dem Ausstoßversuch mit einem Stereomikroskop (Stemi SV 11 Makroskop, S 1,0 x Objektiv, 0,8-fache Vergrößerung; Carl Zeiss Jena GmbH) unter 40-facher Vergrößerung analysiert. Dabei wurden sie in vier unterschiedliche Versagenstypen unterteilt:

Typ I: adhäsives Versagen: Bruchlinie zwischen Stiftoberfläche und Befestigungsmaterial

Typ II: gemischt: Bruchlinie in allen bzw. durch alle Schichten verlaufend

Typ III: adhäsives Versagen: Bruchlinie zwischen dem Befestigungsmaterial und der Zahnoberfläche

Typ IV: kohäsives Versagen: Bruchlinie im Stift

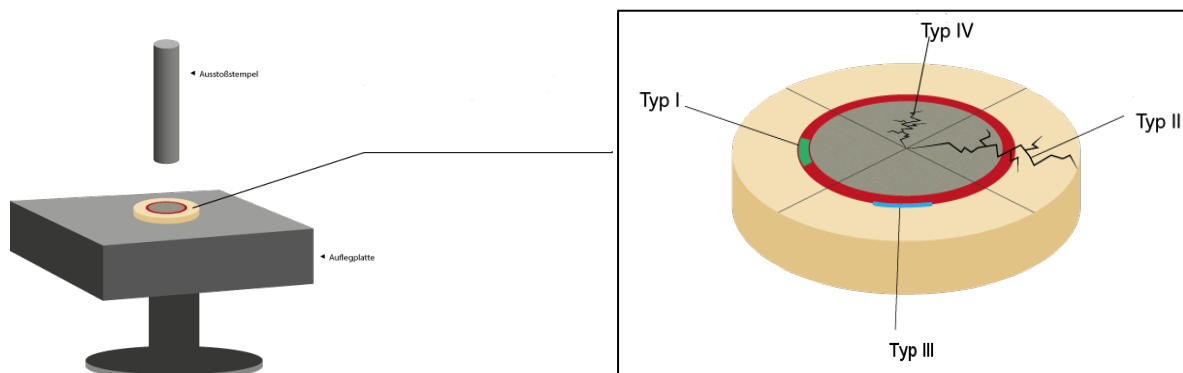


Abb.16 Darstellung der Versagensmuster

5.2.10 Qualitative Analyse mit CLSM

30 Zahnwurzeln wurden für diesen Teil der Arbeit nach den beschriebenen Vorgehensweisen zur Stiftaufnahme vorbereitet. Die Aufteilung der Proben in Gruppen ist dem Flussdiagramm (Abb. 4.2.1) zu entnehmen. Die Stiftbefestigung erfolgte mit angefärbten Befestigungssystemen.

5.2.10.1 Verarbeitung von SmartCem2

0,2 ml der hergestellten Rhodamin-B-Isothiocyanat-Lösung (vgl. Kapitel 4.1.3.2) wurden mit Hilfe einer Pipette auf eine Glasplatte appliziert und anschließend mit feinem Luftstrom verblasen, sodass ein Verdunsten des zugesetzten Alkohols möglichst erreicht wurde. 200 mg des Befestigungszements wurden anschließend mit dem roten Farbstoff vermengt, auf den Faserstift appliziert und unter leicht drehender Bewegung in die

Stiftbettkavität eingebracht. Zementüberschüsse wurden belassen. Die Lichthärtung erfolgte mit einer direkt an den Kopf der Faserstifte angesetzten Polymerisationslampe für 40 s.

5.2.10.2 Verarbeitung von CoreX Flow

Je 0,2 ml der Rhodamin-B-Isothiocyanat- und Fluorescein-Isothiocyanat-Lösung wurden auf einer Glasplatte vorsichtig verblasen. 200 mg des Komposits wurden anschließend mit dem roten, 20 µl des Adhäsivsystems mit dem grünen Farbstoff vermengt. Die Applikation des Adhäsivsystems und die des Befestigungskomposits entsprachen dem in Kapitel 4.2.6 beschriebenen Vorgehen.

5.2.10.3 Verarbeitung von Multicore Flow

Je 0,2 ml der Rhodamin-B-Isothiocyanat- und Fluorescein-Isothiocyanat-Lösung wurden auf einer Glasplatte vorsichtig verblasen und 200 mg des Komposits anschließend mit dem roten, 20 µl des Adhäsivsystems mit dem grünen Farbstoff vermengt. Die Applikation des Adhäsivsystems und die des Befestigungskomposits entsprachen dem unter Kapitel 4.2.6 beschriebenen Vorgehen.

5.2.10.4 Vorbereitung der Proben

Nachdem die Wurzeln wie in Kapitel 4.2.7 in Technovit eingebettet worden waren, wurden sie mit Sekundenkleber (Fa. Henkel, Düsseldorf, Deutschland) auf Objektträgern (Fa. Diaplus, Oststeinbeck, Deutschland) befestigt und anschließend mit der Exakt-Präzisionsdiamantbandsäge in je drei Scheiben von 2 mm Dicke geschnitten. Die erhaltenen Scheiben wurden auf Objektträger geklebt und unter Wasserkühlung in einer Schleifmaschine (EXAKT 400 CS, Exakt Vertriebs GmbH) mit Schleifpapier aufsteigender Körnung (Schleifpapier Körnung 2500, 4000; Exakt Vertriebs GmbH) poliert. Die Probenscheiben wurden anschließend mit einem konfokalen Laser-Raster-Mikroskop (TCS NT; Fa. Leica, Heidelberg, Deutschland) untersucht.

5.2.10.5 Anfertigung und Bewertung der Bilder

In der vorliegenden Untersuchung wurde das CLSM im Dualfluoreszenzmodus eingesetzt, welcher nur die Detektion des von den Fluoreszenzfarbstoffen emittierten Lichtes zulässt. Dabei wurde mit einem Wellenlängenmaximum von 488 nm das Anregungslicht für den Farbstoff Fluoreszein-Isothiocyanat mit einem Argon-Laser erzeugt. Die Fluoreszenz stellte sich grün dar. Für das Rhodamin B Isothiocyanat erzeugte ein Helium-Neon-Laser die notwendige Energie bei einer Wellenlänge von 543 nm für die Fluoreszenz, welche sich rot darstellte. Die jeweils observierte Schicht befand sich 10 µm unter der Probenoberfläche. Von ausgewählten Proben wurde je eine Aufnahme mit dem Argon- und eine weitere mit dem Helium-Neon-Laser (40-fach-Objektiv und 2-fach-Zoom) elektronisch gewonnen. Diese Aufnahmen wurden im Tiff-Dateiformat gespeichert und anschließend zu einem Gesamtbild überlagert. So konnte die Ausbildung der Hybridschicht und der Tags bei allen drei Befestigungssystemen unter Berücksichtigung der jeweiligen eingesetzten Spüllösungen qualitativ analysiert werden.

5.2.11 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der Daten wurde mit dem Programm SPSS, Version 16.0 (SPSS; Chicago, Illinois, USA) durchgeführt. Der Einfluss des verwendeten Befestigungsmaterials und des Spülprotokolls, als unabhängigen Variablen, auf die Haftung, als abhängige Komponente, wurde mit Hilfe der Varianzanalyse (Messwiederholungs-ANOVA) überprüft. Eine Voraussetzung für die Varianzanalyse stellt eine Gauß'sche Normalverteilung der Messwerte dar.

In der vorliegenden Studie ergaben sich aus einem Zahn sechs Proben bzw. Messwerte, wobei jeweils zwei Werte einer Lokalisation im Wurzelkanal (koronal, mittig, apikal) entsprachen. Diese zwei Messwerte wurden für eine bessere Übersicht jeweils zu einem Wert zusammengefasst und in interindividuelle (unabhängige Messwerte: Befestigungsmaterial, Spülprotokoll) und intraindividuelle (innerhalb eines Zahnes: Lokalisation) Faktoren unterteilt.

Durch die Bestimmung und den Vergleich der gruppenspezifischen Mittelwerte konnte ausgewertet werden, ob die Werte signifikant variieren. Der Signifikanzgrad p wurde mit $p \leq 0,05$ festgelegt. Bei Abweichungen zwischen den festgestellten Mittelwerten wurden die Zwischenergebnisse dieses Verfahrens benutzt um homogene

Untergruppen zu bilden. Hierbei werden die Mittelwerte der einzelnen Gruppen eingestuft und ein Spannweitenwert errechnet. Durch diesen sog. Tukey's HSD (Honestly Significant Difference) Test konnten Post-hoc-Analysen durchgeführt werden und die Signifikanz der Interaktion der beiden Variablen Befestigungsmaterial und Spüllösung bestimmt werden.

Die Einflüsse der Befestigungsmaterialien und der Spülprotokolle auf die Versagensmodi wurden mit dem Chi-Quadrat-Test nach Pearson untersucht. Hier werden Merkmale (Befestigungsmaterial, Spülprotokoll) anhand von beobachteten Häufigkeiten ihrer Merkmalsausprägung (Versagensmuster) ausgewertet und bei Unabhängigkeit erwarteten Häufigkeiten verglichen. Je größer die Differenzen sind, desto mehr spricht dies für eine Abhängigkeit zwischen den beiden Merkmalen [Zöfel et al. 2002].

6 Ergebnisse

6.1 Hauptergebnisse

Die Haftkraft wurde signifikant vom Befestigungsmaterial ($p < 0,0005$), vom Spülprotokoll ($p = 0,001$), von der Interaktion zwischen Befestigungsmaterial und Spüllösung ($p = 0,013$) sowie der Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals ($p < 0,0005$; Drei-Wege-ANOVA) beeinflusst. So zeigten Core X Flow ($8,5 \pm 4,2 \text{MPa}$) und SmartCem2 ($9,2 \pm 4,7 \text{MPa}$) signifikant niedrigere Haftwerte gegenüber Multicore ($16,2 \pm 6,9 \text{MPa}$) ($p < 0,05$; Tukey-Post-hoc-Test).

Bei den Haftwerten der Spülprotokolle zeigten sich befestigungssystemspezifische Unterschiede. Die ermittelten Retentionswerte sind in der Tabelle VIII dargestellt.

Tabelle VII Die Haftkraft (Mittelwert und Standardabweichung [SD]) in Abhängigkeit von Befestigungsmaterial und Spülprotokoll

Adhäsionsstrategie	IP1	IP2	IP3	IP4	IP5
Selbstätzend (Multicore/AdheseDC)	15,5±6,0aA	15,6±7,4aA	18,4±9,4aA	16,1±5,0aA	15,4±6,0aA
Etch-and-rinse (CoreXFlow/ XP Bond)	8,7±3,9bB	8,9±3,5bB	11,9±,0aB	6,1±2,0cC	7,0±3,4bcB
SelbstadhäsivZement (Smartcem2)	8,4±3,5bB	7,4±3,2bB	10,0±4,3abB	11,8±5,9aB	8,3±5,1bB

a, b, c: Die kleingeschriebenen Buchstaben innerhalb einer Reihe zeigen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spülprotokollen.

A, B, C: Die großgeschrieben Buchstaben innerhalb einer Spalte zeigen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Befestigungsmaterialien ($p < 0,05$; Turkey-HSD-Test).

IP1 = Kontrolle (Aqua dest.)

IP2 = NaOCl 5,25 % + Passive Ultraschallaktivierung; NaOCl: Natriumhypochlorit

IP3 = NaOCl 1 % + Passive Ultraschallaktivierung; NaOCl: Natriumhypochlorit

IP4 = NaOCl 5,25 % + EDTA 18 %; EDTA; Ethylendiamintetracidsäure

IP5 = CHX 2 %; CHX: Chlorhexidin

Bei dem Vertreter des selbstkonditionierenden Befestigungskomposits (Multicore-Gruppe; 16,2MPa) zeigten alle Spülprotokolle keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zur Kontrollgruppe ($p > 0,05$; Tukey-Post-hoc-Test). In dem System mit separater Konditionierung (CoreXFlow-Gruppe) zeigten sich bei der IP3-Gruppe (1 % NaOCl + PUI) signifikant ($p = 0,06$; Tukey-Post-hoc-Test) höhere Haftwerte (11,9 MPa), bei IP4 (18 % EDTA und 5,25 % NaOCl) ($p = 0,032$) hingegen signifikant niedrigere Haftwerte (6,1 MPa). Bei dem selbstadhäsiven Zement (SmartCem2-Gruppe) wurden die signifikant höheren Haftwerte bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) sowie bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) ($p = 0,01$) ermittelt ($p < 0,05$; Tukey-Post-hoc-Test).

Die Haftwerte der Wurzelstifte wurden signifikant von der Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals beeinflusst.

Das Plotdiagramm in der Abb. 17 zeigt die ermittelte Haftkraft der untersuchten Befestigungsmaterialien, die sich signifikant in Bezug auf die Lokalisation (koronal, mittig, apikal) im Wurzelkanal beeinflussen ließen ($p < 0,0005$; Tukeys HSD). Allgemein betrachtet konnten koronal (10,8 MPa) und mittig (10,4 MPa) ähnliche Haftwerte beobachtet werden, die apikal wesentlich anstiegen (12,7 MPa).

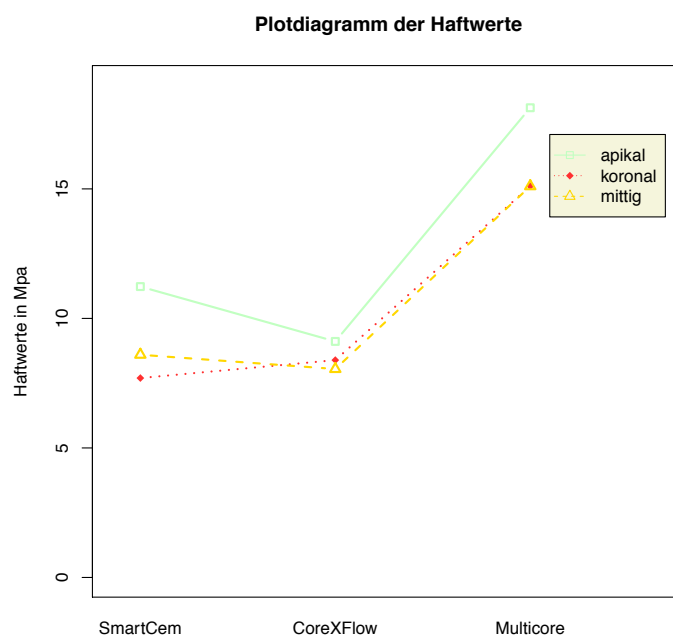


Abb. 17 Die Abbildung zeigt die Streuung der koronalen, mittigen und apikalen Werte der drei Befestigungssysteme. Bei SmartCem2 liegen die zusammengefassten Werte auseinander, während in der CoreXFlow-Gruppe die Werte aller drei Schichten eher nah beieinander liegen. Bei der Multicore-Gruppe sind die koronalen und mittigen Werte ähnlich; diese Werte unterscheiden sich jedoch erheblich von den apikalen Haftwerten.

Auch die Spüllösungen ($p = 0,001$) und die Interaktion zwischen Befestigungsmaterial und Spüllösung ($p = 0,013$; MesswiederholungsANOVA) zeigten je nach Lokalisation im Wurzelkanal signifikante Unterschiede.

Die grafischen Darstellungen in den Abb. 18, 19 und 20 zeigen die gemessenen Haftwerte je nach Lokalisation im Wurzelkanal in Abhängigkeit von den gewählten Spülprotokollen und Befestigungssystemen.

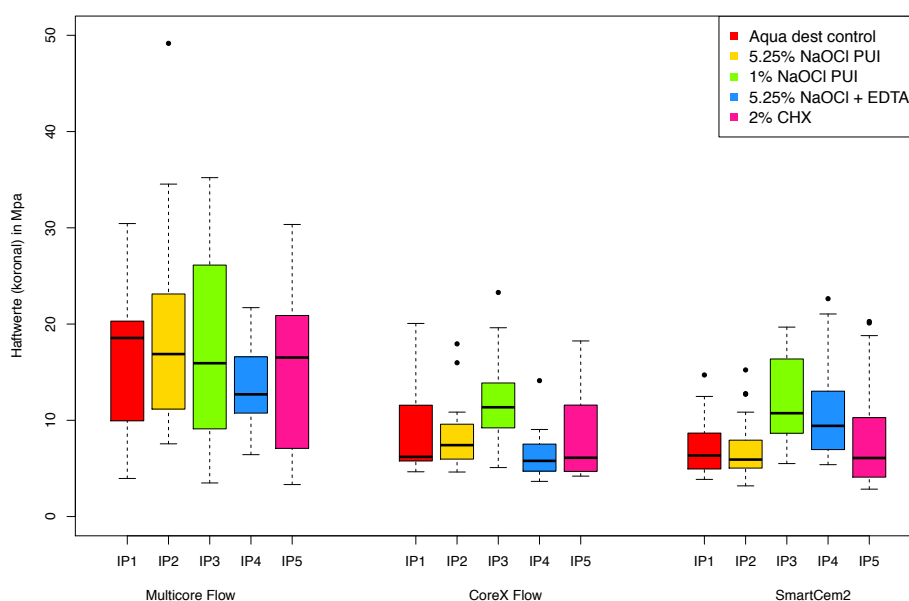


Abb. 18 Grafische Darstellung der koronalen Haftwerte der drei Befestigungsmaterialien, aufgeteilt nach Spülprotokollen

Betrachtet man nun die Lokalisation als eine von den Spüllösungen abhängige Variable, so muss man feststellen, dass bei dem Befestigungssystem SmartCem2 die verwendeten Spüllösungen innerhalb des Wurzelkanals keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,2$) aufweisen. Bei CoreX Flow ($p = 0,06$) und Multicore ($p < 0,0005$) hingegen sind die Unterschiede besonders signifikant. Bei der Vorbehandlung mit NaOCl (1%) zeigt sich bei beiden Befestigungsmaterialien MC und CX ein Anstieg der Werte von koronal zu apikal. Zusätzlich kann bei MC in den Gruppen mit Vorbehandlung mit CHX und NaOCl (5,25%) ebenfalls ein Anstieg der Werte von koronal nach apikal verzeichnet werden. In den anderen Gruppen kann kein Anstieg der Werte von koronal nach apikal registriert werden (s. Abb. 19, 20, 21).

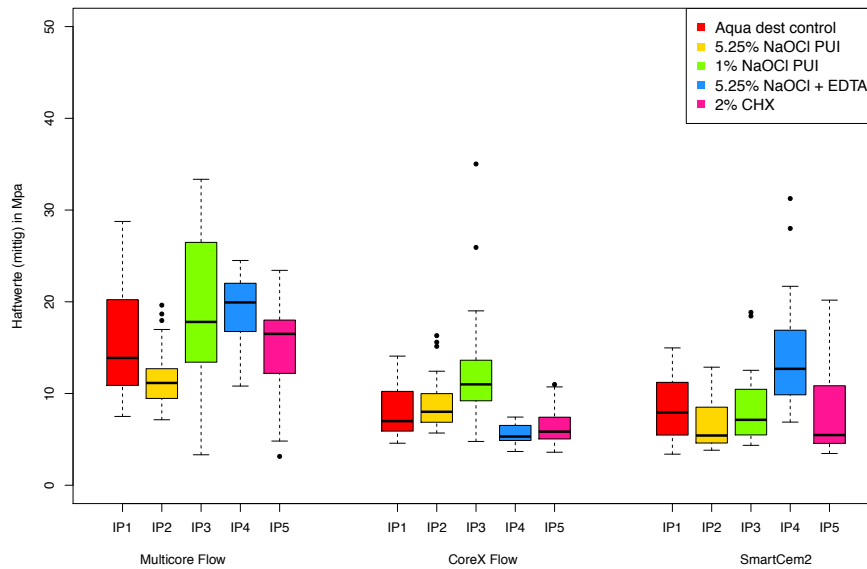


Abb. 19 Grafische Darstellung der Haftwerte im mittleren Wurzelbereich der drei Befestigungsmaterialien, aufgeteilt nach den Spülprotokollen

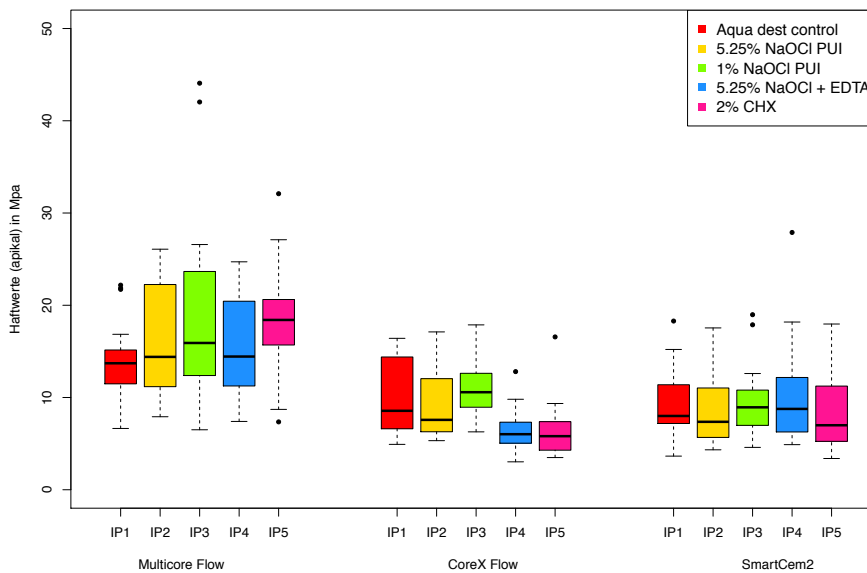


Abb. 20 Grafische Darstellung der apikalen Haftwerte der drei Befestigungsmaterialien, aufgeteilt nach Spülprotokollen

6.2 Ergebnisse Versagensmodi

In der Übersichtstabelle sind die ermittelten Haftwerte der Befestigungssysteme ($p < 0,0005$) in Abhängigkeit von den Spülprotokollen ($p < 0,0005$; Chi-Square Test), mit den entsprechenden Versagensmodi dargestellt.

Tabelle VIII Die prozentuale Verteilung der Versagensmodi in Abhängigkeit von der Adhäsionsstrategie und dem eingesetzten Spülprotokoll

Adhäsionsstrategie	Spülprotokoll	Versagensrate(in %)		
		Adhäsiv Stift/Komposit	gemischt	Adhäsiv Dentin/Komposit
Selbstätzend (Multicore/AdheseDC)	IP1: Aqua.dest	36,7	25,0	28,4
	IP2: NaOCl5,25 %	28,3	20,4	50,8
	IP3: NaOCl 1 %	25,0	28,3	46,7
	IP4: EDTA18 % NaOCl5,25 %	54,7	39,6	5,7
	IP5: CHX2 %	50,0	33,3	16,7
	Gesamt	38,5	31,1	30,4
Etch-and-rinse (CoreXFlow/XP Bond)	IP1: Aqua.dest	13,6	15,3	71,2
	IP2: NaOCl5,25 %	25,0	36,7	38,3
	IP3: NaOCl 1 %	50,0	16,7	33,3
	IP4: EDTA18 % NaOCl5,25 %	14,0	28,1	57,9
	IP5: CHX2 %	5,0	16,7	78,3
	Gesamt	21,6	22,6	55,8
Selbstadhäsiv.Zem (SmartCem)	IP1: Aqua.dest	36,2	29,3	34,5
	IP2: NaOCl5,25 %	16,7	53,3	30,0
	IP3: NaOCl 1 %	50,8	35,6	13,6
	IP4: EDTA18 % NaOCl5,25 %	39,6	34,5	25,9
	IP5: CHX2 %	16,6	31,7	51,7
	Gesamt	31,9	36,9	31,2

Die Verteilung der Versagensmodi wurde sowohl vom Befestigungskomposit ($p < 0,0005$) als auch von den Spülprotokollen ($p < 0,0005$; Chi-Quadrat-Test nach Pearson) signifikant beeinflusst (vgl. Tabelle VIII).

Bei Faserstiften, die mit CoreX Flow befestigt wurden, zeigte sich die adhäsive Bruchart zwischen dem Faserstift und Befestigungskomposit bei nahezu allen IPs. Bei dem Spülprotokoll IP3 (1 % NaOCl + PUI) jedoch konnte eine signifikante Reduktion der Bruchart im Komposit-Dentin-Verbund (33,3 %) beobachtet werden. Hier zeigten sich vor allem adhäsive Versagen zwischen Befestigungskomposit und Stift.

Bei dem selbstadhäsiven System Adhese DC/Multicore dominierten adhäsive Versagensmuster. So nahm der Anteil an adhäsiven Versagensmodi zwischen Befestigungskomposit und Dentin bei der Verwendung von IP2 (5,25 % NaOCl + PUI) mit 50,8 % und IP3 (1 % NaOCl + PUI) mit 46,7% im Vergleich zur Kontrollgruppe (28,3 %) zu. Die Verwendung von IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) führte hingegen zu einer

signifikanten Reduktion dieser Bruchart auf 5,7 %. Hier wurden vermehrt Brüche im Stift-Komposit-Verbund registriert (54,7 %).

In der SmartCem2-Gruppe traten gemischte Versagensmodi in allen Schichten des adhäsiven Verbundes auf. Bei den Faserstiften, wo das Stiftbett vorher mit IP3 (1 % NaOCl + PUI) gespült wurde, zeigte sich die adhäsive Bruchart im Stift-Komposit-Verbund am häufigsten (50,8 %). Die adhäsive Bruchart zwischen Befestigungsmaterial und Dentin lag bei dem gleichen Spülprotokoll hingegen nur bei 13,6 % (Tab. VIII).

6.3 Ergebnisse CLSM-Analyse

Betrachtet man die CLSM-Aufnahmen der jeweils zwei exemplarisch hergestellten Proben, so muss man feststellen, dass die Dentintubuli, die mit Adhäsiv oder Komposit gefüllt waren, sich von den verwendeten Befestigungsmaterialien und den Spülprotokollen beeinflussen ließen.

Bei dem Etch-and-rinse-Adhäsiv XP Bond/Self Cure Activator und Core X Flow zeigten sich bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) im Vergleich zur Kontrollgruppe mehr Tags. Bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) war eine homogene Hybridschicht zu erkennen. Die Hybridschicht fehlte bei dem selbstadhäsiven Zement SmartCem2. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigten sich hier in der Verbundzone bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) einige oberflächlich penetrierte Dentintubuli, deren Anzahl bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) weiter anstieg.

Die Zahl der Tags stieg bei dem selbstadhäsiven System Adhese DC und Multicore bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) im Vergleich zur Kontrollgruppe. Auch bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) wurden zahlreiche, mit Adhäsiv und Befestigungsmaterial tief eingedrungene Dentintubuli dargestellt. Eine dünne Hybridschicht war bei allen IPs vorhanden.

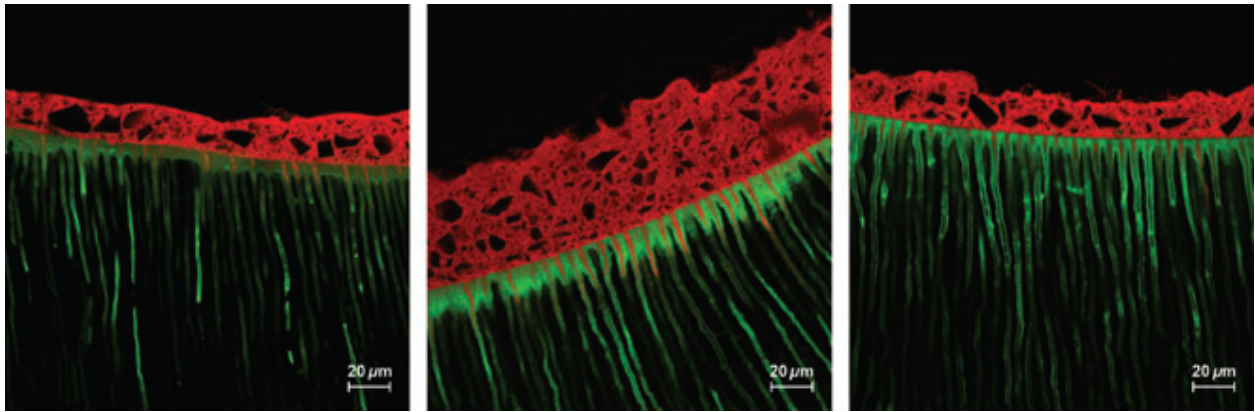


Abb.21 a

Abb.21 b

Abb.21 c

Abb. 21 a - c Aufnahme der Verbundschicht von der Kontrollgruppe (IP1) (Abb. 21a) des Etch-and-rinse-Systems CoreX Flow/XP Bond (40-fach-Objektiv und 2-fach Zoom); die Hybridschichtausbildung ist erkennbar. Dargestellt sind Kompositausläufer (rot), die zusammen mit dem Adhäsiv (grün) in die Dentintkanälchen penetrieren. Bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) (Abb. 21b.) sind rot angefärbte Kompositausläufer, die zusammen mit dem grün angefärbten Adhäsiv trichterförmig in die Dentintkanälchen hineinragen zu erkennen. Hier ist im Vergleich zur Kontrollgruppe eine erhöhte Anzahl an Tubuli entlang der Kanalwand erkennbar. In der Abb. 21 c ist bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) eine homogene Hybridschicht entlang der Kanalwand zu sehen. An den Tubulieingängen sind, anders als in der Kontrollgruppe, kontinuierlich rote Ausläufer des Befestigungskomposits sowie grün dargestellte, mit Adhäsiv gefüllte Dentintubuli zu erkennen. Abbildungen entnommen aus [Bitter et al. 2013].

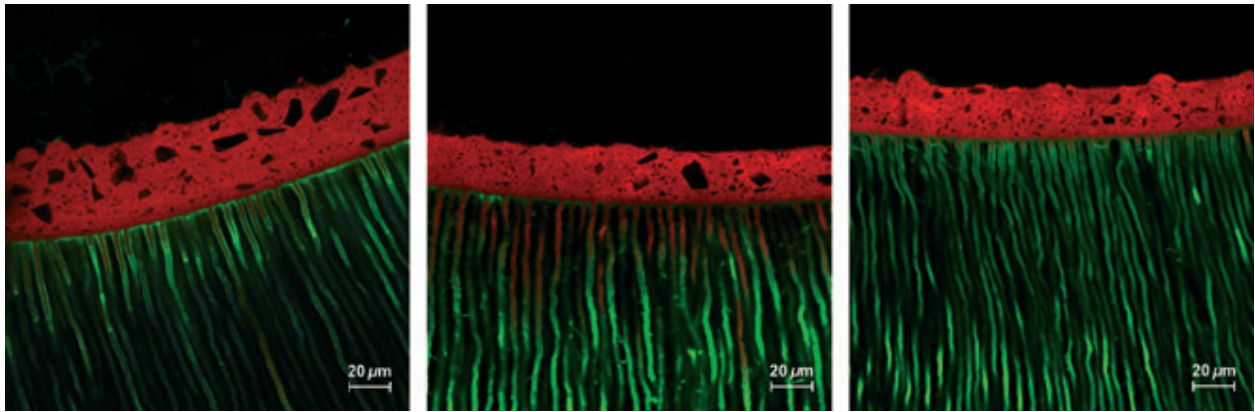


Abb.22 a

Abb.22 b

Abb.22 c

Abb. 22 a - c Aufnahme der Verbundschicht von Multicore (rot dargestellt) und Adhese DC (grün dargestellt) (40-fach-Objektiv und 2-fach Zoom). Bei der Kontrollgruppe (IP1) (Abb. 22a) sind mit Adhäsiv und Komposit penetrierte Dentintubuli sowie eine dünne Hybridschicht zu erkennen. Bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) (Abb. 22b) ist eine hohe Anzahl penetrierter Dentintubuli und eine dünne Hybridschicht erkennbar. Die Aufnahme der Verbundschicht von Multicore/Adhese DC (40-fach-Objektiv und 2-fach Zoom) bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) (bei Abb. 22c) lässt eine hohe Anzahl penetrierter Dentintubuli sowie eine dünne Hybridschicht erkennen. Abbildungen entnommen aus [Bitter et al. 2013].

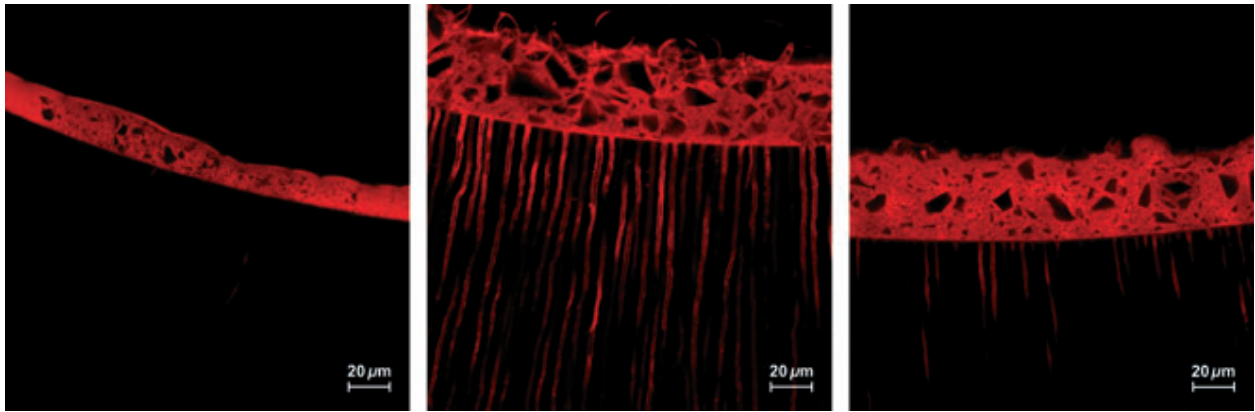


Abb.23 a

Abb.23 b

Abb.23 c

Abb. 23 a - c Aufnahme der Verbundschicht von SmartCem2 (40-fach-Objektiv und 2-fach Zoom). Eine Hybridschichtausbildung ist bei der Kontrollgruppe (IP1) (Abb. 23a) nicht nachweisbar, ebenso sind keine Tags erkennbar. Vereinzelt kurze Tags sind bei IP3 (1 % NaOCl + PUI) (40-fach-Objektiv und 2-fach Zoom) (Abb. 23b) rot dargestellt. Eine Hybridschicht ist nicht erkennbar. Die Abb. 23c stellt die Aufnahme der Verbundschicht von SmartCem2 bei IP4 (18 % EDTA + 5,25 % NaOCl) (40-fach-Objektiv und 2-fach Zoom) dar. Zahlreiche, tief penetrierte Tags sind erkennbar, jedoch keine Hybridschicht. Abbildungen entnommen aus [Bitter et al. 2013].

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Methode

7.1.1 Probenzähne

Für die vorliegende Studie wurde auf bereits extrahierte, gesammelte Zähne zurückgegriffen. Diesbezüglich wurde im Vorfeld überlegt, welche möglichen Einflüsse auf die gesammelten Zähne wirken könnten. In mehreren Studien wurde der mögliche Einfluss der Lagerungsdauer der Zähne auf den Haftverbund zum Dentin untersucht. Die Untersuchungen konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen Lagerungsdauer der Zähne nach Extraktion und den erzielten Haftwerten feststellen [Finger 1988; Blunck et al. 1990; Goodis et al. 1993; Lee et al. 2007]. Haller *et al.* und Tittley *et al.* zeigten jedoch, dass besonders das Lagerungsmedium Einfluss auf die Hafteigenschaften von Zahnhartsubstanzen nehmen kann [Haller et al. 1993; Tittley et al. 1998]. Sie stellten darüber hinaus fest, dass die Aufbewahrung in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung bei Raumtemperatur zu keiner signifikanten Beeinflussung des Zahnhartgewebes [Haller et al. 1993; Lee et al. 2007] führt. Gestützt durch diese Untersuchung diente die oben genannte Lösung in der vorliegenden Studie direkt nach der Extraktion bis zu ihrer Weiterverarbeitung als Lagerungsmedium für die Zähne. Als Aufbewahrungsmedium während der Versuchsreihe diente physiologische Kochsalzlösung. So konnte der Schutz vor Austrocknung der Proben gewährleistet werden, ohne deren Eigenschaften zu beeinflussen [Haller et al. 1993].

Die untersuchten Zähne wurden nach festgelegten Kriterien ausgewählt. So wurden ausschließlich kariesfreie Zahnwurzeln mit einem geraden Verlauf verwendet, die eine Mindestwurzellänge von 16 mm aufwiesen. Eine Obliteration des Kanallumens wurde mit Hilfe einer Lupenbrille ausgeschlossen. Dennoch sind Unterschiede zwischen den einzelnen Probezähnen, die zu größeren Standardabweichungen der erzielten Ergebnisse führen können, nicht auszuschließen. Insbesondere hinsichtlich ihrer Anatomie und Morphologie sind die Zähne physiologischen Alterungsprozessen unterworfen [Mjör et al. 2001]. So reagiert das Dentin zum einen mit zunehmendem Alter mit der Ablagerung von Sekundärdentin an die Wurzelkanalwände sowie mit einer Abnahme der Tubulanzahl [Schroeder und Scherle 1988]. Zum anderen lassen sich stark variierende Tubuliverteilungen innerhalb eines Wurzelkanals finden [Schröder et al. 1992; Camarago et al. 2007; Radlanski et al. 2011]. Dies sind Faktoren, die mit verminderten Haftwerten von Kompositmaterialien [Yoshimaya et al. 1996] sowie mit der Ausbildung

einer dünneren Hybridschicht und kürzeren Kunststoffzapfen [Prati et al. 1999] einhergehen können.

7.1.2 Aufbereitung der Zähne und Stiftbettpräparation

Um eine Vergleichbarkeit der Proben untereinander zu ermöglichen, musste ein standardisiertes Vorgehen mit einer reproduzierbaren Aufbereitung gewährleistet werden. Für eine ausreichende apikale Reinigung wird in der Literatur bei oberen Frontzähnen eine Aufbereitung bis ISO-Größe 60 empfohlen [Uchiyama et al. 2011]. Dies wurde in der vorliegenden Studie durch die maschinellen Aufbereitungssysteme M-two (VDW) und anschließend Flexmaster (VDW) vorgenommen. Nach der Aufbereitung folgte die anschließende Wurzelkanalfüllung.

Bei der Durchsicht einiger Untersuchungen fällt auf, dass bei einer nachfolgenden adhäsiven Befestigung von Wurzelkanalstiften, der Typ des Sealers keine Auswirkungen auf den Haftverbund hat [Schwartz et al. 1998; Mayhey et al. 2000; Mannocci et al. 2001]. Andere Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass eugenolhaltige Sealer die Polymerisation des Adhäsivsystems hemmen [Kielbassa et al. 1997] und die Haftfestigkeit negativ beeinflussen können [Hagge et al. 2002b; Baldissara et al. 2006]. Um eine derartige Beeinflussung zu vermeiden, wurde in der vorliegenden Studie die Wurzelfüllung mit einem eugenolfreien Sealer auf Kunstharzbasis (2Seal) und Guttapercha vorgenommen.

Bei der Stiftbettpräparation wurde darauf geachtet, dass eine Restwurzelfüllung von mindestens 4 mm im Kanal belassen wurde. Die Stiftvorbohrung wurde mit Hilfe eines zum Stiftsystem passenden Vorbohrers vorgenommen. Die Wasserkühlung diente dazu, der bei der Präparation entstehenden Hitzeentwicklung entgegenzuwirken [Lipski et al. 2010].

Laut einiger Untersuchungen können besonders im Kanal verbliebene Guttapercha- sowie Sealerreste die Haftkraft mindern [Serafino et al. 2004; Perdigao et al. 2007; Demiyürek et al. 2009]. Um diesen Einfluss so gering wie möglich zu halten, wurden die Proben mit Hilfe eines Mikroskops (SV11; Zeiss, Jena, Deutschland) auf Verunreinigungen überprüft und gegebenenfalls von Resten befreit.

7.1.3 Reinigung nach der Stiftbettpräparation

Die Reinigung der Stiftbettkavität vor der Stiftinsertion mit einem geeigneten Spülprotokoll ist ein wesentlicher Bestandteil zur Entfernung der bedeckenden Schmierschicht [Svec et al. 1977] und zur Ausbildung eines adäquaten Haftverbundes zum Dentin [Gulabivala et al. 2005]. Für die effektive Beseitigung der Schmierschicht, die sowohl durch organische als auch anorganische Komponenten gekennzeichnet ist und sich in ihrer Zusammensetzung der Dentinregion [Eick et al. 1970] ähnelt, aus der sie stammt, wurden in der vorliegenden Untersuchung unterschiedliche Spülprotokolle ausgewählt und miteinander verglichen.

Natriumhypochlorit kam vor allem wegen seiner gewebesauflösenden Wirkung [Spangberg et al. 1973] zum Einsatz. Zusätzlich wirkt es antimikrobiell [Spangberg et al. 1973]. Zhang *et al.* zeigten in ihrer Studie, dass Natriumhypochlorit in SEM-Aufnahmen die nach der Stiftbettpräparation entstandene Schmierschicht effektiv entfernen konnte [Zhang et al. 2008]. Darüber hinaus demonstrierten Wachlarowitz *et al.* in einer weiteren Untersuchung, dass die Spülung mit Natriumhypochlorit (6%ig) in Kombination mit EDTA im Vergleich zur Spülung allein mit Natriumhypochlorit (6%ig) den Haftverbund zum Dentin auch nach siebentägiger Lagerung in den Auszugsversuchen nicht signifikant stärken konnte [Wachlarowitz et al. 2007].

Wichtig für die Wirksamkeit der Spüllösungen, insbesondere für die apikalen Areale der Wurzelkanäle ist, dass sie in direkten Kontakt mit der gesamten Kanalwand gebracht werden [Zehnder et al. 2006; Grande et al. 2006; Al-Hadlaq et al. 2006]. Hierzu soll, wie in der vorliegenden Studie eingesetzt, die passive Ultraschallaktivierung besonders vorteilhaft sein [Sluis et al. 2005; Gu et al. 2009]. Zhang *et al.* zeigten, dass vor allem die apikalen Bereiche der Proben bei den selbstadhäsiven Systemen Clearfil SE Bond und bei Clearfil DC Bond ohne den Einsatz von Ultraschall signifikant niedrigere Haftwerte aufwiesen [Zhang et al. 2008]. Daher wurden die entsprechenden Proben in der vorliegenden Studie nach der Stiftbettpräparation mit einer Kombination aus passiver Ultraschallaktivierung und Natriumhypochlorit für 60 s gespült.

Eine weitere Eigenschaft des NaOCl, die den Haftverbund eher negativ beeinflussen kann, ist der oxidierende Effekt in oberflächlich und tief gelegenem Dentin [Toledano et al. 2002]. Daher wurden die Proben in der vorliegenden Studie anschließend mit 5 ml Aqua dest. gereinigt, um dem negativen oxidierenden Effekt des NaOCl auf den adhäsiven Verbund entgegenzuwirken.

Die Daten in der Literatur zeigen kontroverse Ergebnisse bezüglich der Konzentration der NaOCl-Lösung bei der Entfernung der Schmierschicht [Torabinejad et al. 2003; Al-Hadlaq et al. 2006; Surapipongpuntr et al. 2008]. In ihrer Untersuchung zeigten Mannocci *et al.*, dass durch die NaOCl-Spülung (2,5%ig) während der Wurzelkanalaufbereitung die Ausbildung der Hybridschicht und der Kunststoffzapfen behindert werden kann [Mannocci *et al.* 1999b], obwohl in einer anderen Untersuchung beim Einsatz einer 5,25%igen NaOCl-Lösung der Smear layer entfernt werden konnte [Gu *et al.* 2009]. Daher sollte in der vorliegenden Untersuchung der Einsatz sowohl von 1%igem NaOCl als auch von 5,25%igem NaOCl für 60 s untersucht werden. Es sollte geprüft werden, ob je nach Konzentration unterschiedliche Haftfestigkeitswerte erreicht werden würden oder die kontroversen Ergebnisse durch unterschiedliche Testmethoden oder Studiendesigns bedingt sein könnten. Zu beachten ist jedoch, dass neben der Konzentration und der Kontaktzeit der Spüllösung [Perdigao et al. 2000] auch die unterschiedlich starke Interaktion des jeweiligen Adhäsivsystems mit dem NaOCl [Pioch et al. 1999; Sterzenbach et al. 2010] Einfluss auf die Haftkraft nehmen kann.

Die anorganische Komponente der Schmierschicht erfordert zu deren Entfernung die Verwendung eines weiteren Entmineralisierungsmittels oder Chelatbildners [Zehnder et al. 2005]. Die Kombination von EDTA-Spülungen mit passiver Ultraschallaktivierung könnte eine effektive Reinigung gewährleisten. EDTA ist in der Lage, Calciumionen (Ca^{2+}) aus mineralisiertem Gewebe wie Dentin zu entfernen. Oyarzun *et al.* demonstrierten, dass bei alleinigem Einsatz von EDTA zur Beseitigung der Schmierschicht die organische Matrix von Dentin den limitierenden Faktor für die Auflösung von Dentin darstellt, da es sich auf der Kanaloberfläche ansammelt und dadurch weitere Auflösung verhindert [Oyarzun et al. 2002]. Auch eine weitere Studie konnte bestätigen, dass die Behandlung mit EDTA + 2,5 % NaOCl für 1 min signifikant mehr Ca^{2+} aus dem Wurzelkanaldentin entfernen konnte als die Behandlung mit EDTA (17%ig) allein [Sayin et al. 2007]. In Anlehnung an die Ergebnisse der Studie von Calt und Serper, wo die Anwendung von EDTA über 1 min zu schweren peritubulären Erosionen geführt hatte [Calt und Serper 2002], wurde in der vorliegenden Untersuchung sowohl bei EDTA als auch bei CHX eine Kontaktzeit von 60 s eingehalten.

In einigen Studien wurde von der positiven Wirkung von CHX auf den Haftverbund von Dentin und adhäsiven Befestigungsmaterialien berichtet. Über einen Kationen-Chelatbildungsmechanismus [Gendron et al. 1999] soll dieser Chelatbildner die

Inhibierung von MMPs [Breschi et al. 2010] hervorrufen und dadurch zum Erhalt und zur Langlebigkeit der Hybridschicht führen. Dies soll sich in höheren Haftwerten zwischen Dentin und Befestigungsmaterial widerspiegeln [Breschi et al. 2010, Hebling et al. 2005]. Aus diesem Grunde wurde auch CHX als ein Spülprotokoll für die vorliegende Studie ausgewählt.

7.1.4 Befestigungsmaterialien und Stiftinsertion

C-Faktor

Adhäsive Befestigungsmaterialien sind in der Lage, mit dem Dentin starke Bindungen einzugehen [Gaston et al. 2001]. Aufgrund einer limitierten Anzahl an klinischen Studien, die Behandlungsprotokolle vorgeben, basieren die vorgeschlagenen Erfolgsansätze meist auf In-vitro-Untersuchungen. Eine besondere Herausforderung stellt die Adhäsivtechnik im Wurzelkanal dar [Bouillaget et al. 2003; Goracci et al. 2004; Mallman et al. 2005]. So konnten Bouillaget *et al.* in einer publizierten Studie beobachten, dass beim Befestigen von Faserstiften in intakten Wurzelkanälen (hoher C-Faktor), im Vergleich zu längs geschnittenen Wurzeln (niedriger C-Faktor), die Haftfestigkeiten signifikant geringer waren [Bouillaget et al. 2003].

In der vorliegenden Untersuchung wurden keine Längsschnitte von Wurzelkanälen verwendet, sodass mit einem hohen C-Faktor gerechnet werden musste. Die unterschiedlichen Ergebnisse der Studien können nicht nur auf den hohen C-Faktor zurückgeführt werden. Die eingeschränkte Einsicht in apikalen Bereichen, anatomischen Variabilitäten [Mjör et al. 2001], erschwerte Feuchtigkeits- und Applikationskontrolle [Tay et al. 2007] im Wurzelkanal stellen weitere Faktoren dar, welche die Stabilität und die Langlebigkeit des adhäsiven Verbundes im Wurzelkanal beeinflussen können. Entscheidend ist zum einen die Fähigkeit der Befestigungssysteme, mit dem Wurzelentin unterschiedlich zu interagieren, zum anderen aber auch die Fähigkeit der Spüllösungen, strukturelle Dentinveränderungen hervorzurufen [Ernst et al. 1999; Nikaido et al. 1999; Erdemir et al. 2004b].

Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von fünf verschiedenen Spülprotokollen beim Einsatz von Faserstiften mit drei Befestigungsmaterialien, unterschiedlicher Adhäsionsstrategien zu analysieren. Es sollte geprüft werden, ob mit einem Befestigungskomposit (CoreX Flow) in Kombination mit einem Etch-and-rinse-Adhäsivsystem (XP Bond/ Self Cure Activator), einem Komposit (Multicore Flow) in

Verbindung mit einem Self-etch-Adhäsivsystem (Adhese DC) oder mit einem selbstadhäsiven Befestigungszement (SmartCem2) bessere Haftfestigkeiten erreicht werden.

Befestigungsmaterialien

Der Einsatz unterschiedlicher Befestigungsmaterialien wurde mit kontroversen Ergebnissen mehrfach untersucht [Goracci et al. 2005c; Bitter et al. 2006a]. Die Applikation der Phosphorsäure der Etch-and-rinse-Systeme erwies sich für die Entfernung der Schmierschicht als wirkungsvoll und führte in der Analyse im Rasterelektronenmikroskop (REM) zu Ausbildung sowohl einer Hybridschicht als auch von Kunststofftags [Ferrari et al. 2001]. Das Kompositmaterial CoreX Flow mit der Adhäsivkombination XP Bond/Self-Cure Activator zeigte in CLSM-Darstellungen eine ausgeprägte Hybridschicht mit zahlreichen Tags [Bitter et al. 2012], was den Beobachtungen aus früheren CLSM-Untersuchungen für andere Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme entspricht [Bitter et al. 2009c]. Dennoch korreliert die Dicke der dargestellten Hybridschicht nicht mit der Haftkraft [Van Meerbeek et al. 2011].

Die Etch-and-rinse-Systeme gelten als sehr techniksensitiv und können durch die komplexe und empfindliche Vorgehens- und Funktionsweise den Haftverbund beeinflussen [Frankenberger et al. 2000; Viotti et al. 2007]. In der Literatur wird empfohlen, die alkohol- und azetonbasierten Etch-and-rinse-Adhäsive in der sogenannten „*Wet-Bonding-Technik*“ auf feuchtem Dentin aufzutragen [Tay et al. 1996]. Eine adäquate Feuchtigkeitskontrolle im Wurzelkanal ist aber nicht leicht zu realisieren. Zusätzlich wird beim Einsatz von Systemen mit vorheriger Phosphorsäurekonditionierung immer wieder über nicht penetrierte und eingekapselte Bereiche außerhalb der Hybridschicht berichtet [Sarkis-Onofre et al. 2014].

Der Nachteil der unvollständigen Penetration soll durch den Bindungsmechanismus der selbstadhäsiven Systeme von geringerer Bedeutung sein. Hierbei wird durch Demineralisierung des Dentins und simultane Dentinfiltration durch das Adhäsiv dem Problem entgegengewirkt. Einige Studien verwenden jedoch selbstätzende / -konditionierende Adhäsive mit starken Säuren, die in einer wässrigen Umgebung sehr instabil sein können und möglicherweise zur Ablagerung von Kalziumphosphaten im Dentin führen können. Diese Ablagerungen können schwer abgespült werden und könnten somit die Grenzflächenintegrität und Bindungsfähigkeit beeinflussen [Ferracane et al. 2011; Van Meerbeek et al. 2011].

Das selbstkonditionierende System Adhese Primer / Adhese DC (Ivoclar Vivadent) kann als eine milde Säure (pH 1,7) klassifiziert werden [Van Landuyt et al. 2007]. Andererseits ist die Anwendung von Self-etch-Adhäsiven in Wurzelkanälen komplexer als die der selbstadhäsiven Zemente. Als größten Vorteil von selbstadhäsiven Zementen wird von der einfachen und schnellen Applikationstechnik berichtet, weshalb in der vorliegenden Untersuchung neben Multicroe Flow / Adhese DC auch auf SmartCem2 zurückgegriffen wurde.

Die selbstadhäsiven Zemente besitzen in ihrer Zusammensetzung funktionelle Monomere, wie 4-Methacryloxyethyltrimellithsäureanhydrid (4-META) Pyromellitsäureglycerindimethacrylat (PMGDM) oder Phosphorsäuregruppen wie 2-Methacryloxyethylphenylhydrogenphosphat(phenyl-P), 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (MDP) um Bindungen mit Zahnhartsubstanzen einzugehen [Ferracane et al. 2011]. Im Abbindevorgang des selbstadhäsiven Zements etabliert sich ein pH Wert zwischen 1,5 und 3 wodurch die Dentinoberfläche demineralisiert wird. Infolgedessen können die sauren Gruppen mit den frei gewordenen Kalziumionen des Hydroxylapatits in Verbindung treten und ein Ionennetzwerk aus Methacrylaten und Dentin bilden. Die verbleibenden sauren Gruppen werden durch Ionen neutralisiert, welche sich in dem säurelöslichen Filler befinden. Es wurde vermutet, dass die selbstadhäsiven Systeme weniger anfällig gegen hydrolytische Degradation sind, als herkömmliche Etch-and-rinse-Adhäsive oder Self-etch-Adhäsive. Bitter *et al.* untersuchten in einer weiteren Studie die Haftwerte von fünf verschiedenen selbstadhäsiven Befestigungszementen SmartCem2 (Dentsply), RelyX Unicem 2 (3M Espe), Bifix SE (Voco), Clearfil SA Cement (Kuraray), Speed Cem (Ivoclar Vivadent) und das Aufbaumaterial Rebilda DC (Voco) in Kombination mit dem selbstkonditionierenden Adhäsivsystem Futurabond DC (Voco) als Kontrollgruppe. Von der ersten Hälfte der Proben wurden nach 24 stündiger Lagerung Schnitte hergestellt und direkt in Ausstoßversuchen untersucht. Die zweite Hälfte der Proben wurde einer thermozyklischen Wechsellast von 10.000 Zyklen zwischen 5 und 55°C ausgesetzt, um eine künstliche Alterung hervorzurufen. RelyX Unicem und SmartCem2 hatten hierbei signifikant höhere Haftwerte als die anderen getesteten Materialien. Bei SmartCem2 konnte nach künstlicher Alterung sogar ein leichter Anstieg der Haftwerte registriert werden, was u.a. auch auf die höhere hygroskopische Expansion dieses Materials zurückzuführen sein könnte [Bitter et al. 2017].

Bei der Anwendung von drei unterschiedlichen Systemen muss mit produktspezifischen Unterschieden gerechnet werden, was die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung möglicherweise negativ beeinflussen hätte können. Um mögliche störende chemische Interaktionen zwischen den einzelnen Komponenten zu vermeiden, wurden in der vorliegenden Untersuchung die von den Herstellern der Aufbaumaterialien empfohlenen Adhäsivsysteme entsprechend den Herstellerangaben eingesetzt. Zum Auftragen des Dentinhaftvermittlers wurden die mitgelieferten, speziell für den Wurzelkanal entwickelten Microbrush-Applikatoren (*Root Canal Applicator Tips*), verwendet. Die gleichmäßige, kontrollierte Verteilung des Adhäsivs im gesamten Stiftbett beim Einsatz dieser Applikatoren wurde durch die Darstellung einer homogen ausgebildeten Hybridschicht mit zahlreichen Kunststofftags belegt [Ferrari et al. 2001; Ferrari et al. 2002a; Ferrari et al. 2002b].

Stiftinsertion

Der Einfluss des Anmischens vom Befestigungsmaterial für den Erfolg des Haftverbundes wurde durch vorangegangene Untersuchungen bestätigt. So konnten Sanares *et al.* feststellen, dass beim freihändigen Anmischen des Befestigungsmaterials die Qualität des Befestigungsmaterials durch Ausbildung von Luftblasen herabgesetzt werden kann, was wiederum den Haftverbund negativ beeinflussen kann [Sanares et al. 2001]. Der Einsatz von speziellen Applikationskanülen erwies sich hingegen für die Homogenität des Materials als besonders vorteilhaft [Watzke et al. 2008]. Folglich wurden in der vorliegenden Studie zur Applikation des Befestigungsmaterials vom Hersteller mitgelieferte Wurzelkanalaufsätze verwendet und die Komponenten zunächst mit Hilfe der aufgesetzten Kanüle in den Kanal eingebracht. Morgano *et al.* zeigten, dass die Applikation des Zementes allein auf den Stift zum Abstreifen des Zementes bei der Stiftinsertion führen kann [Morgano et al. 1994]. Die Stifte wurden mit der Hand, leicht rotierend, den Resultaten vorangegangener Untersuchungen folgend [Perdigao et al. 2007; Schmage et al. 2009a], auf eine Insertionstiefe von 8 mm in die Mitte der Stiftbettkavität eingebracht. Die Zementierungstiefe wurde zuvor mit einem markierten Stift X Post (Größe 3) bei den Gruppen von Etch-and-rinse-Adhäsivsystem und dem selbstadhäsiven Zement und *FRC Postec* (Größe 3) bei dem selbstätzenden Befestigungskomposit einprobiert. So konnte das Erreichen der Zementierungstiefe sichergestellt werden.

Weitere Untersuchungen bestätigen besseren Haftwerte durch die zusätzliche Lichtinduktion bei dualhärtenden Kompositmaterialien [Carvalho 2004; Hikita et al. 2007; Piwowarczyk 2007]. Aufgrund dieser Befunde wurde in der vorliegenden Studie nach der Überschussentfernung den Herstellerempfehlungen entsprechend die Lichthärtung mit Hilfe einer Polymerisationslampe der maximalen Lichtleistung von 1200 mW/cm² vorgenommen.

7.1.5 Die Anwendung der Push-out-Methode

Für die Ermittlung der Haftfestigkeit beim Einsatz intrakanalärer Restaurationen werden die Pull-out-Testverfahren [Mitchell et al. 1994; Purton et al. 1996; Drummond et al. 2000; Garcia et al. 2003; Prisco et al. 2003] und die Push-out-Testverfahren [Patierno et al. 1996; Boschian et al. 2002; Gallo et al. 2002], als gängige Methoden besonders häufig eingesetzt. Das Push-out-Testverfahren wird bei der Analyse des Haftverbundes zum Wurzelentin empfohlen, da hier im Vergleich zu anderen Verfahren eine homogenere Stressverteilung [Soares et al. 2008] mit kaum nachweisbaren Versagern [Gaston et al. 2001; Goracci et al. 2003] vorzufinden ist. Allerdings soll es bei zu dicken Wurzelabschnitten zu ungleichmäßigeren Belastungen [Patierno et al. 1996; Sudsangiam et al. 1999; Ngoh et al. 2001] und damit zu geringeren Haftfestigkeiten [Ngoh et al. 2001] kommen. Ein weiterer Nachteil der Push-out-Methode liegt in dem Herstellungsprozess der Proben. So können bei den Schnittpräparaten Artefakte entstehen, welche die Testergebnisse beeinflussen können [Radovic 2008a]. Dennoch ermöglicht das Testverfahren, aus einem Zahn mehrere Proben zu gewinnen und eine Aussage über die Haftung in unterschiedlichen Regionen innerhalb des Wurzelkanals zu treffen [Bouillaguet et al. 2003]. Um den Einfluss der Spülprotokolle und der unterschiedlichen Befestigungsmaterialien auf die Retention von faserverstärkten Wurzelkanalstiften je nach Wurzelabschnitt zu bestimmen, erschien daher die Verwendung des axialen Push-out-Tests für die vorliegende Untersuchung als sinnvoll.

Zur Erzielung reproduzierbarer Ergebnisse gilt die axiale Belastung der Probekörper als eine wichtige Voraussetzung [Habenicht et al. 1990]. In der vorliegenden Arbeit wurden mit Faserstiften versorgte Zahnwurzeln, zunächst mit Hilfe eines Parallelometers in Technovitmasse eingebettet, sodass die Parallelität zwischen Stiftlängsachsen und Probekörpern gewährleistet werden konnte [de Duraõ Mauricio et al. 2007]. Auf diese Weise konnten die Faserstifte axial aus den Probekörpern

herausgestoßen werden. Es wurden Proben mit einer Dicke von 1 mm verwendet. So wurde die Friktion möglichst geringgehalten [Pashley et al. 1999]. Die Abbindereaktion von Kunststoffeinbettmassen erfolgt unter Temperaturentwicklung. Die Erwärmung der Proben wurde durch die Lagerung im kalten Wasser reduziert [Hagge et al. 2002c].

Beim Ausstoßen wurde der Stempel der Zwick-Universalprüfmaschine so ausgerichtet, dass dieser senkrecht, zentral auf den Stift der Probe auftraf [Drummond et al. 1996]. Hierbei wurde darauf geachtet, dass der Prüfstempel einen leicht geringeren Durchmesser als der Stift hat [Kalinka et al. 1997]. So konnte das Risiko unnötiger Spannungsspitzen und vorzeitigen Ermüdungsbruchs minimiert werden. Auch die Auswahl der Ausstoßöffnung spielt eine Rolle. Dhert et al. fanden heraus, dass die Größe der Ausstoßöffnung signifikanten Einfluss auf die Spannungsverteilung nehmen kann [Dhert et al. 1992]. In der vorliegenden Arbeit wurde darauf geachtet, dass die Ausstoßöffnung etwas größer als der Stiftdurchmesser der jeweiligen Probe war. Somit konnte das Verkanten oder Verbiegen der Proben weitestgehend vermieden werden.

Oshida und Miyazaki untersuchten den Einfluss der Prüfgeschwindigkeit bei Belastung von Adhäsivsystemen. Bei einer Ausstoßgeschwindigkeit von mehr als 1 mm/min zeigten sich unkontrollierbare Dehnungen der Proben, was sich negativ auf die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ausgewirkt hat [Oshida und Miyazaki 1996]. Die Prüfgeschwindigkeit wurde auf 0,5 mm/min festgelegt, sodass eine Sichtkontrolle der genauen Platzierung des Prüfstempels auf der Probe stattfinden konnte.

7.1.6 Die Bestimmung der Versagensmodi

Ein suffizientes Verbundsystem ist durch die Zusammensetzung unterschiedlicher Materialien gekennzeichnet. In der vorliegenden Studie wurde der Zustand der folgenden Komponenten nach der Belastung im Push-out-Test mikroskopisch untersucht:

- das Wurzelkanalentin auf entstanden Frakturen,
- der Verbund zwischen dem Wurzelkanalentin und dem Befestigungsmaterial,
- das Befestigungsmaterial,
- der Verbund zwischen dem Befestigungsmaterial und dem Faserstift,
- der Faserstift.

In einer Studie von Castellan *et al.* konnte eine nahezu gleichmäßige Verteilung der Versagensmodi bei Belastung im Push-out-Test in allen Schichten festgestellt werden,

während bei Verwendung des Pull-out-Tests vor allem der Stift-Komposit-Verbund versagte (70 % der Proben) [Castellan et al. 2010]. Daher erschien es im Rahmen der vorliegenden Untersuchung sinnvoll, die Bruchmodi für die Ermittlung der Defizite im Haftverbund zu untersuchen. Die zerbrochenen Probeschnitte wurden unter einem Stereomikroskop bei 40-facher Vergrößerung untersucht, um mögliche Rückschlüsse über die Schwachstellen des Haftverbundes ziehen zu können. Für die Definition der einzelnen Brucharten wurde auf bereits in der Literatur bestehende Kategorisierungen zurückgegriffen [Wrbas et al. 2007]:

1. adhäsiv Stift-Komposit,
2. gemischt durch alle Schichten,
3. adhäsiv Komposit-Wurzeldentin,
4. kohäsiv im Stift.

Ergänzt wurde diese Analyse durch eine Untersuchung von ausgewählten Proben mit dem konfokalen Laser-Raster-Mikroskop (CLSM), das immer häufiger seinen Einsatz in der Darstellung der adhäsiven Verbundschicht im Wurzelkanal findet [Watson 1991; D'Souza *et al.* 1999; Pioch *et al.* 2004; Bitter *et al.* 2009b]. Hierbei können durch Verwendung unterschiedlicher fluoreszierender Farbstoffe im Dualfluoreszenzmodus Primer und Adhäsiv in der Verbundschicht getrennt dargestellt werden [Griffiths und Watson 1995]. Derartige Visualisierungen des Verbundes mit allen beteiligten Komponenten ermöglichen detaillierte Informationen zur Verteilung der Komponenten Adhäsivsystem und Befestigungskomposit an der Grenze zwischen Befestigungskomposit und Adhäsivschicht sowie in der Hybridschicht [Arrais et al., 2009]. Ein weiterer Vorteil der Darstellung des adhäsiven Verbundes mit dem konfokalen Laser-Raster-Mikroskop (CLSM) ist die nondestruktive Analyse der Proben in einer feuchten Umgebung, bei der Trocknungsartefakte weitestgehend vermieden werden [Watson et al. 1991]. Demgegenüber steht die Visualisierung des adhäsiven Verbundes mit dem Raster-Elektronen-Mikroskop (REM). Jedoch kann die detaillierte Analyse der einzelnen Komponenten bei der Anwendung dieses Verfahrens mit Schwierigkeiten verbunden sein, da einzelne Komponenten adhäsiver Befestigungssysteme durch ihre ähnliche Zusammensetzung nicht immer unterschieden werden können [Van Meerbeek et al. 2000]. Zudem soll die Auflösung limitiert sein. Weiterhin müssen im Herstellungsprozess das Dentin im Hochdruckvakuum mit hochkonzentrierten Säuren konditioniert und deproteinisiert und die Proben getrocknet werden. Infolgedessen kann es zu einer

Schädigung der mikromorphologischen Verbundschicht und zu Veränderungen der Hybridschichtformation kommen [Arrais et al., 2009], sodass die Infiltration der Adhäsivsysteme in das Dentin ungenügend ist oder Informationen verfälscht dargestellt sind [D'Souza et al. 1999; Van Meerbeek et al. 2000].

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Die drei Hypothesen der vorliegenden Studie müssen abgelehnt werden, da die Haftfestigkeit der Faserstifte im Wurzelkanal signifikant sowohl von der Adhäsionsstrategie als auch von der eingesetzten Spüllösung beeinflusst wird. Darüber hinaus konnte eine signifikante Wechselwirkung zwischen der Adhäsionsstrategie und der verwendeten Spüllösung, sowie lokationsabhängige Beeinflussung der Haftwerte innerhalb eines Wurzelkanals beobachtet werden.

7.2.1 Einfluss des Befestigungsmaterials auf die Ergebnisse

Die in Kapitel 3 aufgestellte Nullhypothese, dass die Retention der Wurzelkanalstifte nicht von der Wahl des Befestigungskomposits abhängig ist, wird durch diese Studie widerlegt. In der vorliegenden Untersuchung ergab der Einsatz des selbstadhäsiven Systems Adhese DC in Kombination mit dem Befestigungssystem Multicore Flow eine deutlich höhere Haftkraft im Vergleich zum selbstadhäsiven Zement SmartCem2 und zu dem Komposit CoreX Flow, das mit dem Etch-and-rinse-Adhäsivsystem XP Bond / Self-Cure Activator angewandt wurde. Mit diesem Ergebnis schließt sich die vorliegende Studie den Aussagen früherer Forschungsarbeiten an [Bitter et al. 2009; Zicari et al. 2008].

Bezüglich der Haftwerte der Befestigungssysteme, die in der vorliegenden Studie untersucht wurden, zeigte Multicore Flow mit dem selbstkonditionierenden Primer Adhese DC im Ausstoßversuch die höchsten Haftwerte (16,2 MPa) und CoreXFlow mit separater Phosphorsäurekonditionierung und dem Adhäsivsystem XPBond / SelfCure Activator die niedrigsten Haftwerte (8,5MPa). Die Konditionierungsart der Befestigungssysteme hat demnach einen signifikanten Einfluss auf die Höhe der im Ausstoßversuch erzielten Haftwerte. Dies steht im Gegensatz zu einer früheren Studie, der zufolge die Art der Dentinkonditionierung bei der Befestigung von faserverstärkten

Wurzelstiften keinen Einfluss zeigte [Bitter et al. 2006b]. In einer von Ferrari und Mannocci veröffentlichten Studie brachte die Anwendung von 32%iger Phosphorsäure zur Konditionierung des Wurzelkanal Dentins nach NaOCl unterstützter Aufbereitung eine überproportionale Steigerung der durch das Adhäsiv benetzten Fläche [Ferrari et al. 2000]. Im Gegensatz dazu wiesen Zicari *et al.* in ihrer Untersuchung zur Befestigung von Faserstiften im Wurzelkanal mit selbstätzenden Materialien (Panavia21EX / EDPrimer, Kuraray), (ClearfilEsthetic Cement / Clearfil ED PrimerII, Kuraray), mit dem Etch-and-rinse-System (VariolinkII / Excite DSC, Ivoclar Vivadent) oder selbstadhäsiven Systemen (RelyX Unicem, 3M ESPE und GC-experimental, GC Corporation) nach, dass die selbstkonditionierenden Befestigungsmaterialien signifikant höhere Haftwerte aufwiesen [Zicari et al. 2008]. Die Autoren nehmen an, dass der Zusatz des Monomers 10-MDP und dessen chemische Reaktion mit dem Hydroxylapatit des Dentins ein Grund für die erhöhten Haftwerte dieser Materialien sein könnte [Zicari et al. 2008].

SmartCem2 (9.2MPa) unterschied sich jedoch nicht von CoreXFlow mit XPBond / SelfCure Activator (8,5 MPa), was sich mit den Ergebnissen von Mazzoni *et al.* deckt [Mazzoni et al. 2009]. Die Autoren untersuchten die Haftkraft sowohl von selbstadhäsiven Befestigungsmaterial RelyX Unicem als auch von Etch-and-Rinse-Systemen Core X Flow/XP Bond und konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen. Mit diesem Befund steht die vorliegende Arbeit jedoch im Gegensatz zu Aussagen früherer Forschungsarbeiten [Bitter et al. 2009; Zicari et al. 2008]. Die Autoren untersuchten sowohl die Haftkraft von selbstadhäsiven Zementen als auch von Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen bei der Verankerung von glasfaserverstärkten Wurzelkanalstiften [Bitter et al. 2009] und stellten fest, dass der selbstadhäsive Zement RelyX Unicem im Vergleich zu den anderen getesteten Systemen die höchste Haftkraft entwickelte. Auffällig war, dass diese höheren Haftwerte trotz einer nur sporadisch nachzuweisenden Hybridschicht und einzeln auftretender, kompositgefüllter Dentintubuli registriert wurde. Ausschlaggebend dafür ist die chemische Interaktion des Hydroxylapatits mit dem Befestigungszement, die die Haftung bewirkte. In der vorliegenden Arbeit zeigten sich in der CLSM-Analyse der Dentin-Komposit-Verbundschicht von SmartCem2 nur wenige Kunststoffzapfen und es war kaum eine Hybridschicht darstellbar (Abb. 23a-c). Die niedrigeren Retentionswerte in der SmartCem2-Gruppe beruhen vermutlich auf der eingeschränkten Fähigkeit des Materials das Dentin zu demineralisieren und zu infiltrieren. Der initial niedrige pH-Wert und die höhere Viskosität des selbstadhäsiven

Zementes im Vergleich zu einem selbstkonditionierenden Primer, könnten erklären, warum kaum eine Hybridschicht am Wurzelkanalentin im CLSM nachzuweisen war. Andererseits muss berücksichtigt werden, dass die Ergebnisse von RelyX Unicem nicht mit denen von SmartCem2 verglichen werden können, da die Haftwerte der selbstadhäsiven Zemente wegen ihrer unterschiedlichen Zusammensetzungen variieren können [Monticelli et al. 2008; Radovic et al. 2008]. Die mikromechanischen Eigenschaften verschiedener selbstadhäsiver Zemente wurden in einer weiteren Studie miteinander verglichen. SmartCem2 zeigte geringere Vickers Härte im Vergleich zum selbstadhäsiven Befestigungszement RelyX Unicem [Ilie et al. 2012]. Auch nach künstlicher Alterung adhäsiven Verbundes zeigten einige weitere Studien, dass die selbstadhäsiven Zemente beim hydrolytischen Abbau ihrer Polymermatrix variieren und nicht auf die gleiche Art und Weise reagieren [Marchesi et al. 2013; Mazzoni et al. 2009; Roedel et al. 2016].

Es scheinen produktspezifische Unterschiede bei den selbstadhäsiven Zementen zu sein, die zu den differierenden Ergebnissen geführt haben können.

Generell muss kritisch angemerkt werden, dass in der vorliegenden Studie zwei verschiedene Glasfaserstifte, die von den Herstellern der Befestigungssysteme zur Verfügung gestellt wurden, zum Einsatz kamen. Aus diesem Grund kann eine mögliche Beeinflussung der Ergebnisse durch die Verwendung zweier unterschiedlicher Glasfaserstifte nicht vollständig ausgeschlossen werden. Interessanterweise gab es bei unterschiedlicher Lichttransmission von glasfaserverstärkten Stiften signifikante Unterschiede [Goracci et al. 2008]. Dennoch erschien es wichtig, sich nach den Herstellerempfehlungen zu richten, um mögliche Inkompatibilitäten zwischen den Materialien zu minimieren. Nur auf diese Weise kann das volle Potenzial jedes Systems unter Laborbedingungen bewertet werden [Radovic et al. 2008.]

7.2.2 Einfluss der Spüllösung auf die Ergebnisse

Nach durchgeführter Stiftbettpräparation sind die Dentinflächen mit voluminöseren Sealer- und Guttapercharesten sowie Geweberückständen bedeckt, die die Haftung von Adhäsiven reduzieren können [Serafino et al. 2004; Predigao et al. 2007]. Daher ist vor der adhäsiven Stiftbefestigung die Reinigung mit geeigneten Spülprotokollen notwendig.

In der vorliegenden Untersuchung zeigten die verwendeten Spüllösungen in

Abhängigkeit von der Adhäsionsstrategie einen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund. Es konnte Beeinflussung der Haftwerte durch die unterschiedlichen Spülprotokolle festgestellt werden, welche jedoch sehr systemspezifisch war. Der Haftwert bei der Anwendung des selbstadhäsiven Zements SmartCem2 stieg bei IP4 (EDTA 18 % + NaOCl 5,25 %) signifikant an, blieb dabei jedoch vergleichbar mit IP3 (NaOCl 1 %) (vgl. Tab. VII). Es zeigte sich in der Kontrollgruppe (IP1) zwar keine Hybridschichtausbildung und keine Kunststoffzapfen, bei IP4 (EDTA 18 % + NaOCl 5,25 %) und IP3 (NaOCl 1%) jedoch waren zahlreiche mit Kunststoff penetrierte Dentintubuli vorzufinden (Abb.23a-c). Dieses Ergebnis könnte darauf hinweisen, dass die Schmierschichtentfernung, nach der Stiftbettpräparation mit EDTA (18%) und hochkonzentriertem Natriumhypochlorit (5,25%), sowie mit ultraschallaktiviertem Natriumhypochlorit (1%) für das Befestigungssystem SmartCem2 von Vorteil ist.

Spüllösungen für Self-etch-Systeme

Wird die Anwendung der Spülprotokolle bei dem Self-etch-System (AdheSE DC / MultiCore Flow) betrachtet, so kann festgehalten werden, dass keine bedeutenden Variationen der Bindungsstärken zu verzeichnen waren. Diese Erkenntnis entspricht den Ergebnissen früherer Studien [Fawzi et al. 2010; Zhang et al. 2008]. Zhang *et al.* konnten keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte für Clearfil SE Bond und Clearfil DC Bond bei der ultraschallaktivierten Spülung mit NaOCl (5,25%) und EDTA (17%) feststellen. Einige Autoren vermuten, dass durch den Einsatz von Ultraschall und hochkonzentrierter Phosphorsäure die Schmierschicht im Wurzelkanal wirkungsvoller konditioniert und im Ergebnis bessere Haftfestigkeiten erzielt werden können [Zhang et al. 2008]. Im Gegensatz zu den erwähnten Ergebnissen konnte in einer anderen Untersuchung das Stiftbett durch die Konditionierung mit Phosphorsäure nicht wirkungsvoll gesäubert werden [Serafino et al. 2004]. Auffallend ist, wenn auch geringfügig, dass die höchsten Retentionswerte bei der ultraschallaktivierten Vorbehandlung der Kanaloberfläche mit 1 %igem Natriumhypochlorit festgestellt wurden, was sich mit den Ergebnissen einer weiteren Studie von Fawzi *et al.* deckt [Fawzi et al. 2008]. Es ist zu vermuten, dass Natriumhypochlorit aufgrund seiner proteolytischen Aktivität bei Raumtemperatur die Wurzelkanaloberfläche durch die Schmierschicht (50 Vol% Mineralien, 30 Vol% Kollagen) so konditionieren konnte, dass die säurelöslichen Monomere des selbstkonditionierenden Systems durch die Schmierschicht hindurch die wassergefüllten Kanälchen der Dentineoberfläche vergrößern und mit ihnen eine Bindung eingehen

konnten [Inaba et al. 1996]. Dies steht im Gegensatz zu anderen Studien, wo die Retentionswerte des selbstkonditionierenden Systems Clearfil 1 SE Bond durch die Anwendung von Natriumhypochlorit negativ beeinflusst wurden [Ercan et al. 2009; Santos et al. 2006].

In der Literatur wurde bereits über einen Unterschied in der Reaktionsempfindlichkeit der Adhäsivsysteme in Bezug auf den oxidierenden Effekt von NaOCl berichtet [Toledano et al. 2002], was eine mögliche Erklärung sein könnte. Auch in der vorliegenden Untersuchung hat vermutlich das selbstkonditionierende System Adhese DC nicht empfindlich gegen das NaOCl reagiert, da es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Spülprotokollen gab, obwohl sich in den Versagensmodi deutlich weniger adhäsive Frakturlinien zwischen dem Befestigungsmaterial Multicore Flow und dem Wurzelentin darstellten. Das Verschieben der Versagensmodi kann für eine Verbesserung des Haftverbundes sprechen. Hier lagen die Defizite vermutlich – wie auch in anderen Studien dargestellt – in dem Haftverbund zwischen Befestigungsmaterial und Faserstift [Zhang et al. 2008].

Spüllösungen für Etch-and-Rinse-System

Auch über die Effektivität der Spülung mit EDTA und NaOCl bei der Schmierschichtentfernung wurde in der Literatur bereits berichtet. Gu *et al.* untersuchten in ihrer Forschungsarbeit die Effektivität der Spülungen mit EDTA, NaOCl und NaCl bei der Schmierschichtentfernung sowie die lokalisationsabhängigen Haftwerte eines selbstkonditionierenden Adhäsivsystems (Panavia F) und zeigten, dass EDTA wirksam die Schmierschicht von der Dentinoberfläche und den Dentintubuli, entlang des Stiftbettes entfernt. Die Spülung mit NaOCl war in der Untersuchung im Vergleich zu EDTA hinsichtlich der Schmierschichtentfernung weniger wirksam. Es zeigten sich im Vergleich zu EDTA kürzere und unregelmäßigere Kunststofftags, besonders in apikalen Bereichen. Diese Feststellungen korrelierten auch mit den höheren Haftwerten der EDTA-Gruppen. Jedoch konnten durch die Spülung mit NaOCl im Durchschnitt höhere Haftwerte erzielt werden als mit NaCl [Gu et al. 2009].

Betrachtet man das kombinierte Spülen mit EDTA und NaOCl in seiner Wirkung auf den adhäsiven Haftverbund, so lassen sich in der Literatur Studien finden, bei denen zum Teil eine Erhöhung der Haftkraft festgestellt wird [Toledano et al. 2002; Van der Sluis et al. 2005; Soares et al. 2008; Bitter et al. 2009], die Haftkraft teilweise aber auch negativ beeinflusst wurde [Santos et al. 2006]. Auch diese Widersprüche könnten auf

Veränderungen in der Dentinstruktur oder auf die unterschiedliche Spüldauer der Lösungen zurückgeführt werden.

Eine weitere Untersuchung weist bei dem Kompositmaterial CoreX Flow mit der Adhäsivkombination XP Bond/Self-Cure Activator eine ausgeprägte Hybridschicht mit zahlreichen Kunststoffzapfen auf [Bitter et al. 2012], die den Beobachtungen aus den CLSM-Untersuchungen dieser Studie entsprechen. In der vorliegenden Untersuchung ließen sich in der qualitativen CLSM-Analyse der Dentin-Komposit-Verbundschicht nach der Applikation von 18%igem EDTA gefolgt von 5,25%igem NaOCl (IP4) trichterförmige Kunststoffzapfen mit breiter Basis und schmalen Enden darstellen (Abb. 21b). Auch Beobachtungen aus früheren REM-Untersuchungen bestätigen die genannten Darstellungen [Fawzi et. al. 2010]. Diese Feststellungen stehen jedoch im Widerspruch zu den in der vorliegenden Studie ermittelten, niedrigeren Retentionswerten der CoreXFlow-Gruppe. Die Haftwerte von IP4 für das Etch-and-rinse-Adhäsivsystem deutlich niedriger. Dies bedeutet, dass eine Vorbehandlung des Dentins mit 18%-EDTA und 5,25 %igem NaOCl vermutlich zu einer zu starken Demineralisation führt, so dass sich durch das Spülprotokoll die chemische Struktur des Dentins so zu verändern [Özdemir et. al. 2012] scheint, dass eine optimale Haftung, insbesondere in Kombination mit Phosphorsäure, gefährdet sein könnte [Perdigao et. al. 2001]. Demzufolge kann das obengenannte Protokoll für Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme nicht empfohlen werden. Eine weitere mögliche Erklärung für die schlechteren Haftwerte könnte eine insuffiziente Feuchtigkeitskontrolle in der Tiefe des Wurzelkanals sowie unkontrollierte Applikation des Zementes in den engen Wurzelkanalbereichen in Betracht gezogen werden [Morris et al. 2001; Ari et al. 2003; Erdemir et al. 2004; Lai et al. 2001]. Die durch niedrige Oberflächenspannung verbliebene Spüllösung kann trotz sorgfältiger Papiertrocknung im engen Kanal nicht vollständig entfernt werden, so dass es schwierig sein kann, die Spüllösung durch das Adhäsivsystem zu verdrängen.

Über die Effektivität der passiven Ultraschallaktivierung mit NaOCl bei der Schmierschichtentfernung und der Beseitigung der Dentinspäne von den Wurzelkanaloberflächen wurde berichtet [Sluis et al. 2005; Gu et al. 2009], was sich in höheren Haftwerten widerspiegelt. Jedoch kann dieser signifikante Einfluss nicht auf alle Befestigungssysteme ausgedehnt werden. So wurde aufgezeigt, dass NaOCl durch seine oxidierende Wirkung mit Materialien unterschiedlicher Adhäsionsstrategien in der Empfindlichkeit variiert [Toledano et al. 2002]. In der vorliegenden Untersuchung erwies sich die passive Ultraschallaktivierung mit 1%igem NaOCl (IP3) bei Verwendung des

Befestigungskomposits, welches mit einem Etch-and-rinse-Adhäsivsystem appliziert worden war (CoreXFlow/XPBond), als wirkungsvoll. Auffällig ist bei diesem Spülprotokoll der Aspekt, dass die Versagensraten eine erhebliche Reduktion der Frakturen zwischen Befestigungskomposit und Dentin zeigten (vgl. Tab.VIII). Offenbar beruhen die höheren Retentionswerte auf der Tatsache, dass durch die passive Ultraschallaktivierung mit 1%igem NaOCl die Schmierschicht entfernt werden kann, was sich wiederum für das Etch-and-rinse-System als vorteilhaft erwies. Darüber hinaus kann offensichtlich in dieser Untersuchung die oxidierende Wirkung des 1%igen NaOCl bei dem Etch-and-rinse-System als vernachlässigbar bewertet werden, wenn das Stiftbett anschließend mit destilliertem Wasser gespült oder Phosphorsäure appliziert wird. Dennoch steht diese Annahme im Gegensatz zu einer anderen Untersuchung, wo die Ultraschallreinigung sich nur in Kombination mit einer EDTA-Spüllösung als effektiv erwies [Coniglio *et al.* 2008].

Chlorhexidin kann als Spüllösung vor der Befestigung von adhäsiven Restaurationen eingesetzt werden, soll die Fähigkeit besitzen Matrixmetalloproteinasen (MMPs) in den Wurzelkanälen zu hemmen [Breschi *et al.* 2010]. Als MMP-Inhibitor soll es die Degradation der Hybridschicht durch MMPs aufhalten und zur Langlebigkeit des Verbundes von Dentin und Befestigungsmaterial beitragen [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]. Die Spülung des Stiftbettes mit 2 %igem CHX hatte jedoch in der vorliegenden Studie keinen signifikanten Einfluss auf die initialen Haftfestigkeiten aller untersuchten Befestigungssysteme im Vergleich zur Kontrollgruppe (Tab. VII), was den Ergebnissen vorangegangener Untersuchungen entspricht [Cecchin *et al.* 2011; Lindblad *et al.* 2010; Lindblad *et al.* 2012]. Eine negative Auswirkung von CHX auf die Haftung am Dentin konnte ebenfalls nicht registriert werden. Im Gegensatz dazu zeigten andere Studien eine bessere Haftung von Kompositen bei Milch- und bleibenden Molaren, die zusätzlich mit Phosphorsäure konditioniert wurden [Breschi *et al.* 2010; Hebling *et al.* 2005]. Bei der genannten Untersuchung von Hebling *et al.* wurden die Milchzähne für sechs Monate *in vivo* belassen und anschließend extrahiert, so dass der beschriebene Effekt der MMP-Inhibition vermutlich nur bei Testung der Langzeithaftung zum Tragen kommen könnte.

Eine mögliche Interaktion zwischen NaOCl und CHX [Krishnamurthy und Sudhakaran 2010] wurde versucht durch Spülung mit Aqua dest. nach dem Einsatz von NaOCl zu minimieren.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Spülung mit EDTA (18 %) und NaOCl (5,25 %) die Haftfestigkeit des selbstadhäsiven Zements signifikant steigert. Dies wird durch die Ausbildung zahlreicher Kunststoffzapfen in der CLSM-Analyse im Vergleich zur Kontrollgruppe untermauert. Das gleiche Spülprotokoll beeinflusst jedoch das Etch-and-rinse-System negativ, verglichen mit der Kontrollgruppe. Demgegenüber erhöht das Spülprotokoll IP3 (NaOCl 1 %), die Haftwerte des Etch-and-rinse-Systems wesentlich, verglichen mit allen weiteren in dieser Studie untersuchten IPs.

Daraus lässt sich ableiten, dass jede Adhäsivstrategie ein bestimmtes, angepasstes Spülprotokoll erfordert.

7.2.3 Diskussion der Versagensmodi

Die Analyse der Versagensmodi sollte die Defizite im Haftverbund der untersuchten Materialien aufzeigen und Rückschlüsse auf Schwachstellen des Haftverbundes geben. Die Versagensmodi wurden sowohl vom Befestigungsmaterial als auch vom Spülprotokoll signifikant beeinflusst. Die Materialien Multicore Flow, CoreX Flow und SmartCem wiesen unterschiedliche Brucharten auf: adhäsiv zwischen Stift und Komposit, adhäsiv zwischen Dentin und Komposit und gemischte Brüche. Nur das Material Multicore Flow in Verbindung mit Adhese DC zeigte kohäsive Brüche innerhalb des Stiftes. Es ist zu vermuten, dass bei diesen Proben die Haftkraft zum Dentin sowie zum Stift größer ist als die Eigenstabilität des Stiftes. Diese Vermutung wird durch die höheren Haftwerte des Materials bestätigt, allerdings machten die kohäsiven Brüche nur 4,7 % aller Proben in dieser Gruppe aus, sodass dieser Befund als nicht relevant betrachtet werden sollte. Außerdem ist zu verzeichnen, dass beim Einsatz von CoreXFlow bei passiver Ultraschallaktivierung mit 1%igem NaOCl ein signifikanter Rückgang der adhäsiven Brüche zwischen Komposit und Dentin identifiziert werden. Auch bei SmartCem2 traten bei IP3 (NaOCl 1 %) die adhäsiven Brüche zwischen Stift und Komposit bei der Hälfte aller Proben auf (Vgl Tab VIII). Dies deutet darauf hin, dass besonders der Verbund des Stiftes zu den Befestigungsmaterialien die Schwachstelle darzustellen scheint, die Komposithaftung von CoreX Flow und SmartCem2 am Dentin verbessert wurde, wodurch die Effizienz der passiven Ultraschallaktivierung bei der Schmierschichtentfernung bekräftigt wird. Interessanterweise treten bei den beiden Befestigungssystemen bei IP5 (CHX2 %) die adhäsiven Brüche zwischen Dentin und Komposit besonders häufig auf (CoreXFlow: 78,3 %; SmartCem2: 51,7 %). Offensichtlich

hat bei der Spülung mit CHX die Dentin-Komposit-Verbundzone versagt, weshalb CHX 2 % bei diesen beiden Systemen als effiziente Spüllösung in Frage gestellt wird [Bitter et al. 2014].

Die unterschiedlichen system- und spülungsabhängigen Ergebnisse verdeutlichen, dass weitere In-vitro- und In-vivo-Studien benötigt werden, um allgemeingültige Empfehlungen hinsichtlich langfristiger Haftfestigkeiten bei der Anwendung der untersuchten Befestigungssysteme in Kombination mit den verwendeten Spülprotokollen machen zu können.

7.2.4 Einfluss der Lokalisation auf die Ergebnisse

Die Haftwerte der drei untersuchten Befestigungssysteme waren im apikalen Bereich des Wurzelkanals signifikant erhöht.

Diese Ergebnisse stehen im Gegensatz zu Studien, die feststellten, dass die Haftwerte im apikalen Bereich geringer 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]. Vielfach wurde die abnehmende Dentintubulidichte für die verminderte Haftung im apikalen Drittel als ein entscheidender Aspekt in Betracht gezogen [Camargo et al. 2007]. Ferrari *et al.* haben dargestellt, dass die Hybridschicht eng mit der Tubulidichte zu korrelieren scheint und in koronalen Dentinbereichen ausgeprägter als in apikalen Dentinbereichen ist [Ferrari et al. 2000a]. Einige aktuellere Untersuchungen berichteten, dass die Haftwerte innerhalb des Wurzelkanals nicht variieren [Goracci et al. 2004, Foxtan et al. 2005]. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stimmen mit denen von Muniz *et al.* und Gaston *et al.* überein, die im apikalen Drittel höhere Haftfestigkeitswerte als in anderen Bereichen des Wurzelkanals messen konnten. In den Untersuchungen zeigten sich ähnlich den Ergebnissen dieser Studie die höchsten apikalen Werte insbesondere bei selbststützenden Systemen, so dass man annehmen kann, dass die selbststützenden Systeme weniger empfindlich auf die Wurzelkanaltiefe und Tubulidichte reagieren als die Total-etch-Systeme. Entscheidender als die Tubulidichte soll das Vorhandensein eines infiltrierbaren Dentinbereichs sein [Bitter et al. 2006; Foxtan et al. 2005; Gaston et al. 2001].

Ein weiterer Faktor, der die höheren Haftwerte im apikalen Wurzelbereich erklären könnte, ist die Tatsache, dass man im Rahmen der endodontischen Behandlung die anatomisch konische Form des Kanals im koronalen Drittel stärker verbreitert um die Penetration der Spüllösung zu erleichtern [Becker & Woollard, 2001]. Die koronalen Bereiche könnten mehr mit Spüllösungen in Kontakt kommen wodurch strukturelle Dentinmodifizierungen nicht ausgeschlossen werden können. Des Weiteren benötigen die koronalen Bereiche aufgrund der konischen Präparation im Vergleich zum apikalen Drittel ein größeres Volumen an Befestigungsmaterial, wodurch ein Spannungsanstieg an der Adhäsiv-Dentin-Grenzfläche während der Polymerisationsschrumpfung auftreten könnte [Patierno et al. 1996; Frankenberger et al. 2000]. Dies kann für die Adhäsion insbesondere in Anbetracht des hohen C-Faktors im Wurzelkanal kritisch sein [Morris et al. 2001; Bouillaguet et al. 2003; Scotti et al. 2003]. Aufgrund der Retentionswerte in apikalen Wurzelabschnitten ist anzunehmen, dass die Härtung des Befestigungsmaterials mit der Polymerisationslampe im apikalen Bereich des Faserstiftes nicht eingeschränkt wurde und das Befestigungsmaterial trotz der Entfernung von der Lichtquelle effektiv polymerisieren konnte. Dennoch stellen einige Autoren die Fähigkeit der Lichtleitung durch den Glasfaserstift und die optimale Polymerisation von Befestigungsmaterialien in Frage [Ferrari et al. 2001; Morris et al. 2001; Scotti et al. 2003]. Es ist zu betonen, dass die verwendeten Befestigungsmaterialien einen dualen Härtungsmechanismus aufweisen. Bereiche, die das Licht möglicherweise nicht erreichen konnte, wurden vermutlich chemisch polymerisiert.

Betrachtet man die apikalen Ergebnisse im Vergleich zu den festgestellten koronalen Werten, so muss man betonen, dass diese zwar statistisch signifikant sind, sich jedoch in einem relativ geringen Ausmaß (um ca. 2 MPa) unterscheiden und für den klinischen Alltag in ihrer Signifikanz relativiert werden sollten.

8 Schlussfolgerungen

In der vorliegenden Studie wurden alle drei Arbeitshypothesen widerlegt. Die Retentionswerte der befestigten Wurzelstifte wurden sowohl durch die angewandten Spülprotokolle als auch durch die unterschiedlichen Adhäsionsstrategien beeinflusst. Die Haftwerte variierten je nach Lokalisation innerhalb des Wurzelkanals.

Den Daten der vorliegenden Studie kann entnommen werden, dass die selbstkonditionierenden Systeme beim Einsetzen der intrakanalären Stifte im Wurzelkanal im Vergleich zu Etch-and-rinse-Adhäsiven Vorteile aufweisen. Ältere Studien bestätigen diese Einschätzung [Bitter et al. 2006a; Bitter et al. 2009b; Bitter et al. 2012b; Sterzenbach et al. 2012a]. Die Nutzung des Self-etch Adhäsivsystems Adhese DC in Kombination mit MulticoreFlow zeigte höhere Haftwerte als die Verwendung des Etch-and-rinse-Adhäsivsystems XP Bond/SCA/CoreX Flow oder des selbstadhäsiven Befestigungszementes SmartCem2 unabhängig von der Vorbehandlung und kann daher für die Zementierung von faserverstärkten Stiften empfohlen werden. Verantwortlich für die höheren Haftwerte von selbstkonditionierenden Befestigungsmaterialien könnte neben der verringerten Techniksensitivität die geringere Kontraktionsspannung bei der Polymerisation dieser Materialien im Vergleich konventionellen Befestigungssystemen sein [Frassetto et al. 2012]. Befestigungsmaterialien mit einer hohen Schrumpfung produzieren bei der Befestigung im Wurzelkanal niedrigere Haftwerte [Sarkis-Onofre et al. 2014], da ein konisch gestalteter Wurzelkanal und der hohe C-Faktor für die hohen Kräfte verantwortlich sind, die auf den adhäsiven Verbund im Wurzelkanal einwirken.

Des Weiteren kann basierend auf den vorliegenden Ergebnissen angenommen werden, dass jedes Befestigungssystem für die optimale Haftfestigkeit ein spezifisch angepasstes Spülprotokoll benötigt. Eine Vorbehandlung des Wurzelkanals mit niedrigkonzentriertem NaOCl (1 %) führte durchgängig zu Haftwertsteigerung der Faserstifte. Daher kann empfohlen werden, nach der Stiftbettpräparation eine finale Spülung mit ultraschallaktivierten NaOCl 1 % des Kanals gefolgt von Aqua dest. bei der Nutzung von Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen oder selbstkonditionierenden Systemen vorzunehmen.

Vor diesem Hintergrund ist die Durchführung weiterer In-vitro- und In-vivo-Studien angezeigt, um die Haftfestigkeiten der Befestigungssysteme in Kombination mit den

verschiedenen Spülprotokollen zu untersuchen, gerade auch in Hinblick auf die Dauerhaftigkeit des Haftverbundes.

9 Literaturverzeichnis

1. Abou-Rass M, Oglesby SW. The effects of temperature, concentration, and tissue type on the solvent ability of sodium hypochlorite. *J Endod.* 1981;7(8):376-7.
2. Adanir N, Belli S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. *European journal of dentistry.* 2008;2(1):23-8.
3. Adolphi G, Zehnder M, Bachmann LM, Gohring TN. Direct resin composite restorations in vital versus root-filled posterior teeth: a controlled comparative long-term follow-up. *Operative dentistry.* 2007;32(5):437-42.
4. Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: an insight into the mechanisms involved. *J Endod.* 1987;13(3):93-101.
5. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2002;87(4):431-7.
6. Akpata ES, Blechman H. Bacterial invasion of pulpal dentin wall in vitro. *Journal of dental research.* 1982;61(2):435-8.
7. Al-Hadlaq SM, Al-Turaiki SA, Al-Sulami U, Saad AY. Efficacy of a new brush-covered irrigation needle in removing root canal debris: a scanning electron microscopic study. *J Endod.* 2006;32(12):1181-4.
8. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1997;13(3):146-50.
9. Alves J, Walton R, Drake D. Coronal leakage: endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals. *J Endod.* 1998;24(9):587-91.
10. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2002;87(3):256-63.
11. Aranda-Garcia AJ, Kuga MC, Vitorino KR, Chavez-Andrade GM, Duarte MA, Bonetti-Filho I, et al. Effect of the root canal final rinse protocols on the debris and smear layer removal and on the push-out strength of an epoxy-based sealer. *Microscopy research and technique.* 2013;76(5):533-7.
12. Archer R, Reader A, Nist R, Beck M, Meyers WJ. An in vivo evaluation of the efficacy of ultrasound after step-back preparation in mandibular molars. *J Endod.* 1992;18(11):549-52.
13. Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod.* 2003;29(4):248-51.
14. Arisu HD, Kivanc BH, Saglam BC, Simsek E, Gorgul G. Effect of post-space treatments on the push-out bond strength and failure modes of glass fibre posts. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc.* 2013;39(1):19-24.
15. Arola D, Reprogel RK. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials.* 2005;26(18):4051-61.
16. 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. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2006;15(3):172-9.
17. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of dentistry.* 1999;27(4):275-8.

18. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(1):36-40.
19. Assif D, Bleicher S. Retention of serrated endodontic posts with a composite luting agent: effect of cement thickness. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(6):689-91.
20. Assif D, Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1982;48(3):292-6.
21. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(6):565-7.
22. Axelsson P, Nystrom B, Lindhe J. The long-term effect of a plaque control program on tooth mortality, caries and periodontal disease in adults. Results after 30 years of maintenance. *Journal of clinical periodontology*. 2004;31(9):749-57.
23. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod*. 1998;24(11):703-8.
24. 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(10):985-8.
25. Basrani B, Lemonie C. Chlorhexidine gluconate. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2005;31(2):48-52.
26. Basrani B, Tjaderhane L, Santos JM, Pascon E, Grad H, Lawrence HP, et al. Efficacy of chlorhexidine- and calcium hydroxide-containing medicaments against *Enterococcus faecalis* in vitro. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2003;96(5):618-24.
27. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *British dental journal*. 2003;195(1):43-8; discussion 37.
28. Baumgartner JC, Ibay AC. The chemical reactions of irrigants used for root canal debridement. *J Endod*. 1987;13(2):47-51.
29. Baumgartner JC, Mader CL. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod*. 1987;13(4):147-57.
30. 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*. 2012;45(12):1116-26.
31. 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. *European journal of oral sciences*. 2013;121(4):349-54.
32. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *American journal of dentistry*. 2007;20(6):353-60.
33. Bitter K, Kielbassa AM, Weiger R, Krastl G. Die Befestigung faserverstärkter Wurzelkanalsifte. *Quintessenz*. 2010;61:35-45.
34. Bitter K, Meyer-Luckel H, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *American journal of dentistry*. 2006;19(3):138-42.
35. 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. *International endodontic journal*. 2006;39(10):809-18.

36. Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of pretreatment and thermocycling on bond strength of resin core materials to various fiber-reinforced composite posts. *The journal of adhesive dentistry*. 2008;10(6):481-9.
37. Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2007;38(2):121-8.
38. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, et al. 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*. 2009;35(11):1477-82.
39. Bitter K, Noetzel J, Volk C, Neumann K, Kielbassa AM. Bond strength of fiber posts after the application of erbium:yttrium-aluminum-garnet laser treatment and gaseous ozone to the root canal. *J Endod*. 2008;34(3):306-9.
40. Bitter K, Paris S, Mueller J, Neumann K, Kielbassa AM. Correlation of scanning electron and confocal laser scanning microscopic analyses for visualization of dentin/adhesive interfaces in the root canal. *The journal of adhesive dentistry*. 2009;11(1):7-14.
41. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *European journal of oral sciences*. 2009;117(3):326-33.
42. Blunck U, Pohl M, Dieker A. [Time of extraction and cavity position in in-vitro tests of dentin adhesives]. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1990;45(10):639-42.
43. Blunck U. Adhäsive Befestigungsmaterialien. *Zahnarzt und Praxis*. 2009;12:330-332.
44. Bolhuis HPB, De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. Fracture strength of different core build-up designs. *American journal of dentistry*. 2001;14(5):286-90.
45. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2004;35(8):657-67.
46. Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2007(1):Cd004623.
47. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(8):596-602.
48. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(3):199-205.
49. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(3):257-62.
50. Breschi L, Mazzoni A, Ferrari M. Adhesion to intraradicular Dentin: A Review. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2009;23:1053-1083.
51. Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjaderhane L, et al. Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(4):320-5.
52. Buttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *International endodontic journal*. 2009;42(1):47-53.
53. Buttler TK, Crawford JJ. The detoxifying effect of varying concentrations of sodium hypochlorite on endotoxins. *J Endod*. 1982;8(2):59-66.

54. Bystrom A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scandinavian journal of dental research*. 1981;89(4):321-8.
55. Butz F, Heydecke G, Bleise W, Strub J Können wurzelgefüllte Molaren ohne Stift versorgt werden? *Quintessenz*. 2007;58:1035-1039.
56. Bystrom A, Sundqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *International endodontic journal*. 1985;18(1):35-40.
57. Cagidiaco MC, Garcia-Godoy F, Vichi A, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *American journal of dentistry*. 2008;21(3):179-84.
58. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *The International journal of prosthodontics*. 2008;21(4):328-36.
59. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod*. 2002;28(1):17-9.
60. Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, de Oliveira SH, Carvalho CA, Valera MC. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod*. 2007;33(4):422-6.
61. Caplan DJ, Kolker J, Rivera EM, Walton RE. Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *International endodontic journal*. 2002;35(2):193-9.
62. Caputo AA, Hokama SN. Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1987;18(6):431-5.
63. Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipolito V, Geraldeli S, Tay FR, et al. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *Journal of dental research*. 2007;86(1):90-4.
64. Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *Journal of dental research*. 2007;86(6):529-33.
65. Carvalho CA, Cantoro A, Mazzone A, Goracci C, Breschi L, Ferrari M. Effect of ethanol application on post-luting to intraradicular dentine. *International endodontic journal*. 2009;42(2):129-35.
66. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(1):100-5.
67. Cecchin D, de Almeida JF, Gomes BP, Zaia AA, 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. *J Endod*. 2011;37(9):1310-5.
68. Cecchin D, Farina AP, Galafassi D, Barbizam JV, Corona SA, Carlini-Junior B. Influence of sodium hypochlorite and edta on the microtensile bond strength of a self-etching adhesive system. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2010;18(4):385-9.
69. Cecchin D, Giacomini M, Farina AP, Bhering CL, Mesquita MF, Ferraz CC. Effect of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts under cyclic loading. *The journal of adhesive dentistry*. 2014;16(1):87-92.
70. Cergneux M, Ciucchi B, Dietschi JM, Holz J. The influence of the smear layer on the sealing ability of canal obturation. *International endodontic journal*. 1987;20(5):228-32.
71. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *Journal of dental research*. 2005;84(3):223-7.

72. Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH, et al. Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(9):796-803.
73. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2005;136(5):611-9.
74. Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1996;127(10):1522-4, 6.
75. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *Journal of dentistry*. 1993;21(5):281-4.
76. Cruz EV, Kota K, Huque J, Iwaku M, Hoshino E. Penetration of propylene glycol into dentine. *International endodontic journal*. 2002;35(4):330-6.
77. Cunningham WT, Balekjian AY. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1980;49(2):175-7.
78. Cunningham WT, Joseph SW. Effect of temperature on the bactericidal action of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1980;50(6):569-71.
79. Currey JD, Brear K, Zioupos P. Dependence of mechanical properties on fibre angle in narwhal tusk, a highly oriented biological composite. *Journal of biomechanics*. 1994;27(7):885-97.
80. Curti M, Rocca JP, Bertrand MF, Nammour S. Morpho-structural aspects of Er:YAG-prepared class V cavities. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 2004;22(2):119-23.
81. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod*. 2006;32(6):537-40.
82. Cury JA, Bragotto C, Valdrighi L. The demineralizing efficiency of EDTA solutions on dentin. I. Influence of pH. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1981;52(4):446-8.
83. Cvek M, Nord CE, Hollender L. Antimicrobial effect of root canal debridement in teeth with immature root. A clinical and microbiologic study. *Odontologisk revy*. 1976;27(1):1-10.
84. D'Souza P, Duschner H, Staehle H, Pioch T. Dentin bonding systems: a comparative study of SEM and CLSM used to visualize the resin-dentin interface. *Acta Med Dent Helv*. 1999;4:20-26.
85. Dahlen G, Samuelsson W, Molander A, Reit C. Identification and antimicrobial susceptibility of enterococci isolated from the root canal. *Oral microbiology and immunology*. 2000;15(5):309-12.
86. Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M. Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod*. 1998;24(11):763-7.
87. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research*. 1984;63(12):1396-9.
88. Davis JL, Jeansonne BG, Davenport WD, Gardiner D. The effect of irrigation with doxycycline or citric acid on leakage and osseous wound healing. *J Endod*. 2003;29(1):31-5.
89. de Duraõ Mauricio PJ, Gonzalez-Lopez S, Aguilar-Mendoza JA, Felix S, Gonzalez-Rodriguez MP. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced

posts luted with different cements. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2007;83(2):364-72.

90. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(10):963-71.

91. Demiryurek EO, Kulunk S, Yuksel G, Sarac D, Bulucu B. Effects of three canal sealers on bond strength of a fiber post. *J Endod*. 2010;36(3):497-501.

92. Dentsply. Produktkatalog. 2011;36:81.

93. Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, de Wijn JR, Klein CP, de Groot K, et al. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *Journal of biomedical materials research*. 1992;26(1):119-30.

94. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2007;38(9):733-43.

95. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *American journal of dentistry*. 2000;13(Spec No):5b-8b.

96. Dua D, Dua A, Uppin VM. A Scanning electron microscopic evaluation of intracanal smear layer removal by two different final irrigation activation systems. *Contemporary clinical dentistry*. 2014;5(1):37-41.

97. Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(4):423-8.

98. Duret B, Reynaud M, Duret F. [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Le Chirurgien-dentiste de France*. 1990;60(540):131-41 contd.

93. Duret B, Reynaud M, Duret F. [A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2)]. *Le Chirurgien-dentiste de France*. 1990;60(542):69-77.

99. Eakle W, Mendoza D. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(6):591-4.

100. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ: Aufbau endodontisch behandelter Zähne. *Zahnärztl Mitt*. 2003;93:42-44.

101. Edelhoff D, Weber M, Spiekermann H, Marx R. [PVD-layering for increased retention of glass fibre reinforced endodontic posts]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2006;116(10):992-9.

102. Elnaghy AM. Effect of QMix irrigant on bond strength of glass fibre posts to root dentine. *International endodontic journal*. 2014;47(3):280-9.

103. Emilson CG. Susceptibility of various microorganisms to chlorhexidine. *Scandinavian journal of dental research*. 1977;85(4):255-65.

104. Erdemir A, Ari H, Gungunes H, Belli S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod*. 2004;30(2):113-6.

105. Erdemir A, Eldeniz AU, Belli S, Pashley DH. Effect of solvents on bonding to root canal dentin. *J Endod*. 2004;30(8):589-92.

106. Ernst C, Post M, Willershausen B. Der Einfluss der Kavitätendesinfektion auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1999;54:124-126.

107. Estrela C, Estrela CR, Barbin EL, Spano JC, Marchesan MA, Pecora JD. Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Brazilian dental journal*. 2002;13(2):113-7.

108. Etienne O, Schoffler J. Adhäsiv befestigte Stiftaufbauten in der ästhetischen Zahnmedizin. *ZWR*. 2010;119:508-513.

109. Fawzi EM, Elkassas DW, Ghoneim AG. Bonding strategies to pulp chamber dentin treated with different endodontic irrigants: microshear bond strength testing and SEM analysis. *The journal of adhesive dentistry*. 2010;12(1):63-70.
110. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*. 1987;66(11):1636-9.
111. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1990;6(3):167-71.
112. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1993;9(1):2-5.
113. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American journal of dentistry*. 2007;20(5):287-91.
114. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *Journal of dental research*. 2007;86(8):729-34.
115. 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 surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2002;94(5):627-31.
116. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *American journal of dentistry*. 2000;13(5):255-60.
117. Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *Journal of dental research*. 2004;83(5):414-9.
118. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *Journal of dental research*. 2012;91(7 Suppl):72s-8s.
119. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *American journal of dentistry*. 2000;13(Spec No):15b-8b.
120. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2001;17(5):422-9.
121. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *American journal of dentistry*. 2002;15(4):227-31.
122. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American journal of dentistry*. 2000;13(Spec No):9b-13b.
123. Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *American journal of dentistry*. 1988;1 Spec No:184-8.
124. Frankenberger R, Kramer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaption after NaOCl pre-treatment. *Operative dentistry*. 2000;25(1):40-5.
125. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod*. 2005;31(3):209-11.
126. Gallo JR, 3rd, Miller T, Xu X, Burgess JO. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2002;11(1):25-9.

127. 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(5):321-4.
128. Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clinical and diagnostic laboratory immunology.* 1999;6(3):437-9.
129. Geraldini S, Tay F, de Goes M, Tjaderhane L, Reis A, Hebling, Mazzoni A, Breschi L, Pashley D. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *The Journal of Dental Research.* 2007;86(6):529-33.
130. Giovani AR, Vansan LP, de Sousa Neto MD, Paulino SM. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2009;101(3):183-8.
131. Goldberg F, Spielberg C. The effect of EDTAC and the variation of its working time analyzed with scanning electron microscopy. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology.* 1982;53(1):74-7.
132. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1993;9(2):79-84.
133. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *Journal of dental research.* 2008;87(12):1122-6.
134. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005;31(8):608-12.
135. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2005;21(5):437-44.
136. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Operative dentistry.* 2005;30(5):627-35.
137. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European journal of oral sciences.* 2004;112(4):353-61.
138. Grande NM, Plotino G, Falanga A, Pomponi M, Somma F. Interaction between EDTA and sodium hypochlorite: a nuclear magnetic resonance analysis. *J Endod.* 2006;32(5):460-4.
139. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *The journal of adhesive dentistry.* 2005;7(3):235-40.
140. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2005;21(2):75-82.
141. Gu XH, Mao CY, Kern M. Effect of different irrigation on smear layer removal after post space preparation. *J Endod.* 2009;35(4):583-6.
142. Gu XH, Mao CY, Liang C, Wang HM, Kern M. Does endodontic post space irrigation affect smear layer removal and bonding effectiveness? *European journal of oral sciences.* 2009;117(5):597-603.

143. Gulabivala K, Stock CJ, Lewsey JD, Ghori S, Ng YL, Spratt DA. Effectiveness of electrochemically activated water as an irrigant in an infected tooth model. *International endodontic journal*. 2004;37(9):624-31.
144. Gutarts R, Nusstein J, Reader A, Beck M. In vivo debridement efficacy of ultrasonic irrigation following hand-rotary instrumentation in human mandibular molars. *J Endod*. 2005;31(3):166-70.
145. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(4):458-67.
146. Gwinnett AJ. Dentin bond strength after air drying and rewetting. *American journal of dentistry*. 1994;7(3):144-8.
147. Habelitz S, Balooch M, Marshall SJ, Balooch G, Marshall GW, Jr. In situ atomic force microscopy of partially demineralized human dentin collagen fibrils. *Journal of structural biology*. 2002;138(3):227-36.
148. Habenicht G. Kleben: Grundlagen, Technologie, Anwendungen. Springer Verlag Berlin. 1990.
149. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. *International endodontic journal*. 2002;35(4):372-8.
150. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Retention strengths of five luting cements on prefabricated dowels after root canal obturation with a zinc oxide/eugenol sealer: 1. Dowel space preparation/cementation at one week after obturation. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2002;11(3):168-75.
151. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2002;11(1):19-24.
152. Haidet J, Reader A, Beck M, Meyers W. An in vivo comparison of the step-back technique versus a step-back/ultrasonic technique in human mandibular molars. *J Endod*. 1989;15(5):195-9.
153. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1993;9(3):191-7.
154. 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(2):60-4.
155. Hebling J, Pashley DH, Tjaderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *Journal of dental research*. 2005;84(8):741-6.
156. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Fischer München. 2006:173.
157. Hems RS, Gulabivala K, Ng YL, Ready D, Spratt DA. An in vitro evaluation of the ability of ozone to kill a strain of *Enterococcus faecalis*. *International endodontic journal*. 2005;38(1):22-9.
158. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):380-6.
159. Heydecke G. Einfluss des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1999;54:637-640.
160. Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1993;124(5):26-36.

161. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(1):71-80.
162. Hoen MM, Pink FE. Contemporary endodontic retreatments: an analysis based on clinical treatment findings. *J Endod*. 2002;28(12):834-6.
163. Hoshino E, Kurihara-Ando N, Sato I, Uematsu H, Sato M, Kota K, et al. In-vitro antibacterial susceptibility of bacteria taken from infected root dentine to a mixture of ciprofloxacin, metronidazole and minocycline. *International endodontic journal*. 1996;29(2):125-30.
164. Hulsmann M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *International endodontic journal*. 2003;36(12):810-30.
165. Huth KC, Quirling M, Maier S, Kamereck K, Alkhayer M, Paschos E, et al. Effectiveness of ozone against endodontopathogenic microorganisms in a root canal biofilm model. *International endodontic journal*. 2009;42(1):3-13.
166. Ishizuka T, Kataoka H, Yoshioka T, Suda H, Iwasaki N, Takahashi H, et al. Effect of NaClO treatment on bonding to root canal dentin using a new evaluation method. *Dental materials journal*. 2001;20(1):24-33.
167. Jacques P, Hebling J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(2):103-9.
168. Kalinka G, Leistner A, Hampe A. Characterisation of the fibre/matrix interface in reinforced polymers by the push-out technique. *Composites Science and Technology*. 1997;57:845-51.
169. Kennedy WA, Walker WA, 3rd, Gough RW. Smear layer removal effects on apical leakage. *J Endod*. 1986;12(1):21-7.
170. Kianusch Y. Zerstörte Zähne mit Stiftsystem aufbauen. *Dentalzeitung*. 2009;4:62-64.
171. Kielbassa AM, Attin T, Hellwig E. Diffusion behavior of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures through human and bovine dentin in vitro. *Operative dentistry*. 1997;22(1):15-20.
172. Kimura Y. Lasers in endodontics: a review. *International Endodontic Journal*. 2000;33(3):173-185.
173. King PA, Setchell DJ, Rees JS. Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(8):785-9.
174. Krastl G. Trauma: Therapie mit Glasfaserstift und Komposit. *Zahnärztliche Mitteilungen*. 2007;97:38-43.
175. Krastl G, Gugger J, Deyhle H, Zitzmann NU, Weiger R, Muller B. Impact of adhesive surface and volume of luting resin on fracture resistance of root filled teeth. *International endodontic journal*. 2011;44(5):432-9.
176. Krastl G, Zitzmann N, Weiger R. Adhäsiv Aufbau bei wurzelkanalgefüllten Zähnen. *Zahnmedizin Up2date*. 2008;4:323-346.
177. Lai SC, Mak YF, Cheung GS, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *Journal of dental research*. 2001;80(10):1919-24.
178. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(8):709-15.

179. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2007;138(12):1599-603.
180. Lester KS, Boyde A. Scanning electron microscopy of instrumented, irrigated and filled root canals. *British dental journal*. 1977;143(11):359-67.
181. Leung D, Spratt DA, Pratten J, Gulabivala K, Mordan NJ, Young AM. Chlorhexidine-releasing methacrylate dental composite materials. *Biomaterials*. 2005;26(34):7145-53.
182. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese medical journal*. 2006;119(4):305-11.
183. Lindblad RM, Lassila LV, Salo V, Vallittu PK, Tjaderhane L. Effect of chlorhexidine on initial adhesion of fiber-reinforced post to root canal. *Journal of dentistry*. 2010;38(10):796-801.
184. Lindblad RM, Lassila LV, Salo V, Vallittu PK, Tjaderhane L. One year effect of chlorhexidine on bonding of fibre-reinforced composite root canal post to dentine. *Journal of dentistry*. 2012;40(9):718-22.
185. Lipski M, Mrozek J, Drozdziak A. Influence of water cooling on root surface temperature generated during post space preparation. *J Endod*. 2010;36(4):713-6.
186. Liu Y, Tjaderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, et al. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *Journal of dental research*. 2011;90(8):953-68.
187. Loel DA. Use of acid cleanser in endodontic therapy. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1975;90(1):148-51.
188. Lumley PJ, Walmsley AD, Walton RE, Rippin JW. Cleaning of oval canals using ultrasonic or sonic instrumentation. *J Endod*. 1993;19(9):453-7.
189. Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Jr., Newton CW. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *J Endod*. 1991;17(7):324-31.
190. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(8):609-21.
191. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(1):39-44.
192. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Operative dentistry*. 2005;30(4):500-6.
193. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *The journal of adhesive dentistry*. 1999;1(2):153-8.
194. Mannocci F, Innocenti M, Bertelli E, Ferrari M. Dye leakage and SEM study of roots obturated with Thermafill and dentin bonding agent. *Endodontics & dental traumatology*. 1999;15(2):60-4.
195. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(3):293-6.
196. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod*. 2001;27(12):758-61.

197. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *International endodontic journal*. 2005;38(1):46-51.
198. Martin-De Las Heras S, Valenzuela A, Overall CM. The matrix metalloproteinase gelatinase A in human dentine. *Archives of oral biology*. 2000;45(9):757-65.
199. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, et al. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *European journal of oral sciences*. 2009;117(4):447-53.
200. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjaderhane L, et al. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*. 2006;27(25):4470-6.
201. McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endod*. 1975;1(7):238-42.
202. Mehl A, Folwaczny M, Haffner C, Hickel R. Bactericidal effects of 2.94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals. *J Endod*. 1999;25(7):490-3.
203. Mendoza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(6):591-4.
204. Meryon SD, Tobias RS, Jakeman KJ. Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;57(2):174-9.
205. Mitchell CA, Orr JF, Connor KN, Magill JP, Maguire GR. Comparative study of four glass ionomer luting cements during post pull-out tests. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1994;10(2):88-91.
206. Mjor IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Archives of oral biology*. 1996;41(5):401-12.
207. Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *International endodontic journal*. 2001;34(5):346-53.
208. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(6):593-6.
209. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Journal of dental research*. 2008;87(10):974-9.
210. Monticelli F, Osorio R, Sadek FT, Radovic I, Toledano M, Ferrari M. Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. *Operative dentistry*. 2008;33(3):346-55.
211. Monticelli F, Osorio R, Tay FR, Sadek FT, Ferrari M, Toledano M. Resistance to thermo-mechanical stress of different coupling agents used as intermediate layer in resin-fiber post bonds. *American journal of dentistry*. 2007;20(6):416-20.
212. Moorer WR, Wesselink PR. [110th year Nederlands Tijdschrift voor Tandheelkunde. 2. Root canal treatment, intra-canal disinfectants and bacterial culture: past and present]. *Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde*. 2003;110(5):178-80.
213. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(4):375-80.
214. Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod*. 2001;27(12):753-7.
215. Musikant BL, Deutsch AS. Post design and its impact on the root and crown. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2006;27(2):130-3.

216. Naenni N, Thoma K, Zehnder M. Soft tissue dissolution capacity of currently used and potential endodontic irrigants. *J Endod.* 2004;30(11):785-7.
217. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research.* 1982;16(3):265-73.
218. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *Journal of esthetic dentistry.* 1991;3(4):133-8.
219. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *Journal of dentistry.* 2005;33(4):305-12.
220. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *European journal of oral sciences.* 2005;113(6):519-24.
221. Naumann M, Neuhaus KW, Kolpin M, Seemann R. Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: a representative survey in Germany. *Clinical oral investigations.* 2016;20(2):253-9.
222. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Operative dentistry.* 2006;31(6):699-704.
223. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2007;23(2):138-44.
224. Naumann M, Reich S, Nothdurft FP, Beuer F, Schirrmeister JF, Dietrich T. Survival of glass fiber post restorations over 5 years. *American journal of dentistry.* 2008;21(4):267-72.
225. Naumann M, Schmitter M, Krastl G. Postendodontic Restoration: Endodontic Post-and-Core or No Post At All? *The journal of adhesive dentistry.* 2018;20(1):19-24.
226. Naumann M, Sterzenbach G, Dietrich T, Bitter K, Frankenberger R, von Stein-Lausnitz M. Dentin-like versus Rigid Endodontic Post: 11-year Randomized Controlled Pilot Trial on No-wall to 2-wall Defects. *J Endod.* 2017;43(11):1770-5.
227. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. *Acta biomaterialia.* 2010;6(11):4389-95.
228. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Meyer-Luckel H, Frankenberger R. Self-adhesive cements as core build-ups for one-stage post-endodontic restorations? *International endodontic journal.* 2011;44(3):195-202.
229. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin. *J Endod.* 2001;27(6):411-4.
230. Nicholls JI. The dental ferrule and the endodontically compromised tooth. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).* 2001;32(2):171-3.
231. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *American journal of dentistry.* 1999;12(4):177-80.
232. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2004;20(6):579-85.
233. Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, et al. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *European journal of oral sciences.* 2006;114(2):160-6.

234. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(3):304-8.
235. Noetzel J, Nonhoff J, Bitter K, Wagner J, Neumann K, Kielbassa AM. Efficacy of calcium hydroxide, Er:YAG laser or gaseous ozone against *Enterococcus faecalis* in root canals. *American journal of dentistry*. 2009;22(1):14-8.
236. Nygaard-Ostby B. [Reactions of dental pulp to fillings of self-curing resins and of silver amalgam]. *Odontologisk tidskrift*. 1955;63(2):173-82.
237. O'Connell MS, Morgan LA, Beeler WJ, Baumgartner JC. A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA. *J Endod*. 2000;26(12):739-43.
238. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Bio-medical materials and engineering*. 1996;6(2):87-100.
239. Ottil P, Hahn L, Lauer H, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(2):175-83.
240. Ottil P, Lauer HC. Success rates for two different types of post-and-cores. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(10):752-8.
241. Oyarzun A, Cordero AM, Whittle M. Immunohistochemical evaluation of the effects of sodium hypochlorite on dentin collagen and glycosaminoglycans. *J Endod*. 2002;28(3):152-6.
242. Ozdemir HO, Buzoglu HD, Calt S, Cehreli ZC, Varol E, Temel A. Chemical and ultramorphologic effects of ethylenediaminetetraacetic acid and sodium hypochlorite in young and old root canal dentin. *J Endod*. 2012;38(2):204-8.
243. Ozturk B, Ozer F. Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. *J Endod*. 2004;30(5):362-5.
244. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endodontics & dental traumatology*. 1994;10(2):91-3.
245. Pashley D, Okabe A, Parham P. The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endodontics & dental traumatology*. 1985;1(5):176-9.
246. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;66(6):777-81.
247. Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia*. 1992;88 Suppl 1:215-24.
248. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1993;24(9):618-31.
249. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of dental research*. 2004;83(3):216-21.
250. Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endodontics & dental traumatology*. 1996;12(5):227-36.
251. Patterson SS. In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1963;16:83-103.
252. Perdigao J, Geraldini S, Lee IK. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. *American journal of dentistry*. 2004;17(6):422-6.
253. Perdigao J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2007;16(3):154-64.

254. Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(8):752-8.
255. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, Garcia-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000;16(5):311-23.
256. Peters LB, Wesselink PR, Buijs JF, van Winkelhoff AJ. Viable bacteria in root dentinal tubules of teeth with apical periodontitis. *J Endod*. 2001;27(2):76-81.
257. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*. 2004;30(8):559-67.
258. Piccolomini R, D'Arcangelo C, D'Ercole S, Catamo G, Schiaffino G, De Fazio P. Bacteriologic evaluation of the effect of Nd:YAG laser irradiation in experimental infected root canals. *J Endod*. 2002;28(4):276-8.
259. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod*. 2005;31(12):891-4.
260. Piwowarczyk A, Bender R, Otzl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(2):211-7.
261. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(5):445-53.
262. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Operative dentistry*. 1999;24(2):66-72.
263. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Operative dentistry*. 2003;28(5):515-21.
264. Purton DG, Chandler NP, Love RM. Rigidity and retention of root canal posts. *British dental journal*. 1998;184(6):294-6.
265. Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2003;34(5):366-9.
266. Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Operative dentistry*. 2000;25(3):223-7.
267. Radcliffe CE, Potouridou L, Qureshi R, Hababbeh N, Qualtrough A, Worthington H, et al. Antimicrobial activity of varying concentrations of sodium hypochlorite on the endodontic microorganisms *Actinomyces israelii*, *A. naeslundii*, *Candida albicans* and *Enterococcus faecalis*. *International endodontic journal*. 2004;37(7):438-46.
268. Radlanski R. *Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie*. *Quintessenz*. 2011;8:288.
269. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *European journal of oral sciences*. 2008;116(6):557-63.
270. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *The journal of adhesive dentistry*. 2008;10(4):251-8.
271. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta odontologica Scandinavica*. 1986;44(5):271-7.
272. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2010;19(8):639-46.

273. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
274. Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte Mde L, et al. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *Journal of dentistry.* 2005;33(7):549-59.
275. Ricucci D, Grondahl K, Bergenholtz G. Periapical status of root-filled teeth exposed to the oral environment by loss of restoration or caries. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 2000;90(3):354-9.
276. Richman M. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *Journal of Medicine.* 1957;12:8-12.
277. Ring KC, Murray PE, Namerow KN, Kuttler S, Garcia-Godoy F. The comparison of the effect of endodontic irrigation on cell adherence to root canal dentin. *J Endod.* 2008;34(12):1474-9.
278. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2004;20(7):617-22.
279. Roy RA, Ahmad M, Crum LA. Physical mechanisms governing the hydrodynamic response of an oscillating ultrasonic file. *International endodontic journal.* 1994;27(4):197-207.
280. Rueggeberg FA, Beall FE, Kelly MT, Schuster GS. Sodium hypochlorite disinfection of irreversible hydrocolloid impression material. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1992;67(5):628-31.
281. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of dental research.* 1990;69(10):1652-8.
282. Sadek FT, Braga RR, Muench A, Liu Y, Pashley DH, Tay FR. Ethanol wet-bonding challenges current anti-degradation strategy. *Journal of dental research.* 2010;89(12):1499-504.
283. 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(7):842-6.
284. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, et al. 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(8):752-5.
285. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2001;17(6):542-56.
286. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *Journal of dental research.* 2010;89(6):587-91.
287. Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, Esposito CO, Ballester RY, Braga RR, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod.* 2009;35(1):117-20.
288. Santos JN, Carrilho MR, De Goes MF, Zaia AA, Gomes BP, Souza-Filho FJ, et al. Effect of chemical irrigants on the bond strength of a self-etching adhesive to pulp chamber dentin. *J Endod.* 2006;32(11):1088-90.

289. 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 meta-analysis of in vitro studies. *Operative dentistry*. 2014;39(1):E31-44.
290. Sato T, Hoshino E, Uematsu H, Noda T. In vitro antimicrobial susceptibility to combinations of drugs on bacteria from carious and endodontic lesions of human deciduous teeth. *Oral microbiology and immunology*. 1993;8(3):172-6.
291. Saunders EM, Saunders WP. The heat generated on the external root surface during post space preparation. *International endodontic journal*. 1989;22(4):169-73.
292. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endodontics & dental traumatology*. 1994;10(3):105-8.
293. Sayin TC, Serper A, Cehreli ZC, Otlu HG. The effect of EDTA, EGTA, EDTAC, and tetracycline-HCl with and without subsequent NaOCl treatment on the microhardness of root canal dentin. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2007;104(3):418-24.
294. Schmage P, Cakir FY, Nergiz I, Pfeiffer P. Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(6):368-77.
295. Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Operative dentistry*. 2009;34(1):93-101.
296. Schroeder HE, Scherle W. [Structural characteristics of the inorganic dentin walls of the pulp in young and older subjects]. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 1988;98(4):357-66.
297. Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie*. Thieme. 1992.
298. Schulz-Bongert U, Weine FS, Schulz-Bongert J. Preparation of curved canals using a combined hand-filing, ultrasonic technique. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 1995;16(3):270, 2, 4 passim; quiz 86.
299. Schwartz RS, Murchison DF, Walker WA, 3rd. Effects of eugenol and noneugenol endodontic sealer cements on post retention. *J Endod*. 1998;24(8):564-7.
300. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*. 2004;30(5):289-301.
301. Seal GJ, Ng YL, Spratt D, Bhatti M, Gulabivala K. An in vitro comparison of the bactericidal efficacy of lethal photosensitization or sodium hypochlorite irrigation on *Streptococcus intermedius* biofilms in root canals. *International endodontic journal*. 2002;35(3):268-74.
302. Sen BH, Wesselink PR, Turkun M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. *International endodontic journal*. 1995;28(3):141-8.
303. Senia ES, Marshall FJ, Rosen S. The solvent action of sodium hypochlorite on pulp tissue of extracted teeth. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1971;31(1):96-103.
304. 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 surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2004;97(3):381-7.
305. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Ultrasound effects after post space preparation: An SEM study. *J Endod*. 2006;32(6):549-52.
306. Shipper G, Orstavik D, Teixeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *J Endod*. 2004;30(5):342-7.

307. Signore A, Kaitsas V, Ravera G, Angiero F, Benedicenti S. Clinical evaluation of an oval-shaped prefabricated glass fiber post in endodontically treated premolars presenting an oval root canal cross-section: a retrospective cohort study. *The International journal of prosthodontics*. 2011;24(3):255-63.
308. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *International endodontic journal*. 2001;34(2):120-32.
309. Siqueira JF, Jr., Rocas IN, Santos SR, Lima KC, Magalhaes FA, de Uzeda M. Efficacy of instrumentation techniques and irrigation regimens in reducing the bacterial population within root canals. *J Endod*. 2002;28(3):181-4.
310. Sirtes G, Waltimo T, Schaetzle M, Zehnder M. The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy. *J Endod*. 2005;31(9):669-71.
311. Slutzky-Goldberg I, Maree M, Liberman R, Heling I. Effect of sodium hypochlorite on dentin microhardness. *J Endod*. 2004;30(12):880-2.
312. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PC, da Mota AS. Effect of previous treatments on bond strength of two self-etching adhesive systems to dental substrate. *The journal of adhesive dentistry*. 2007;9(3):291-6.
313. Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;66(3):310-4.
314. Sorensen JA, Ahn S, Berge H, Edelhoff D. Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. *Academy of Dental Materials, Transactions of the Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry*. 2001;67-84.
315. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;64(4):419-24.
316. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1984;51(6):780-4.
317. Sorrentino R, Monticelli F, Goracci C, Zarone F, Tay FR, Garcia-Godoy F, et al. Effect of post-retained composite restorations and amount of coronal residual structure on the fracture resistance of endodontically-treated teeth. *American journal of dentistry*. 2007;20(4):269-74.
318. Spangberg L, Engstrom B, Langeland K. Biologic effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1973;36(6):856-71.
319. Sreekha A, Rashmi K, Hegde J, Lekha S, Rupali K, Reshmi G. An in vitro evaluation of passive ultrasonic agitation of different irrigants on smear layer removal after post space preparation: a scanning electron microscopic study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(3):240-6.
320. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1978;39(4):400-5.
321. Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *International endodontic journal*. 2002;35(7):575-81.
322. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1973;30(2):162-5.
323. Sterzenbach G. Befestigen im Wurzelkanal. *Zahnarzt und Praxis*. 2010;13:336-341.
324. 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.* 2012;38(12):1557-63.
325. Stoward PJ. A histochemical study of the apparent deamination of proteins by sodium hypochlorite. *Histochemistry.* 1975;45(3):213-26.
326. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *The journal of adhesive dentistry.* 1999;1(1):57-67.
327. Sulkala M, Larmas M, Sorsa T, Salo T, Tjaderhane L. The localization of matrix metalloproteinase-20 (MMP-20, enamelysin) in mature human teeth. *Journal of dental research.* 2002;81(9):603-7.
328. Sundqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *International Endodontic Journal.* 1985;18(1):35-40.
329. Surapipongpuntr P, Duangcharee W, Kwangsamai S, Ekka A. Effect of root canal irrigants on cervical dentine permeability to hydrogen peroxide. *International endodontic journal.* 2008;41(10):821-7.
330. Svec TA, Harrison JW. Chemomechanical removal of pulpal and dentinal debris with sodium hypochlorite and hydrogen peroxide vs normal saline solution. *J Endod.* 1977;3(2):49-53.
331. Takushige T, Cruz EV, Asgor Moral A, Hoshino E. Endodontic treatment of primary teeth using a combination of antibacterial drugs. *International endodontic journal.* 2004;37(2):132-8.
332. Taneja S, Kumari M, Anand S. Effect of QMix, peracetic acid and ethylenediaminetetraacetic acid on calcium loss and microhardness of root dentine. *Journal of conservative dentistry : JCD.* 2014;17(2):155-8.
333. 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(8):584-9.
334. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod.* 2007;33(4):391-8.
335. Tay FR, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Monticelli F, Osorio R. Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. *J Endod.* 2006;32(9):862-8.
336. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *American journal of dentistry.* 2004;17(4):271-8.
337. Titley 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. *Archives of oral biology.* 1998;43(4):305-11.
338. Tjaderhane 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. *Journal of dental research.* 1998;77(8):1622-9.
339. Tjaderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldeli S, et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2013;29(10):999-1011.
340. Toledano M, Perdigao J, Osorio E, Osorio R. Influence of NaOCl deproteinization on shear bond strength in function of dentin depth. *American journal of dentistry.* 2002;15(4):252-5.
341. Torabinejad M. Endodontic mishaps: etiology, prevention, and management. *The Alpha omegan.* 1990;83(4):42-8.
342. Torabinejad M, Cho Y, Khademi AA, Bakland LK, Shabahang S. The effect of various concentrations of sodium hypochlorite on the ability of MTAD to remove the smear layer. *J Endod.* 2003;29(4):233-9.

343. Torabinejad M, Khademi AA, Babagoli J, Cho Y, Johnson WB, Bozhilov K, et al. A new solution for the removal of the smear layer. *J Endod.* 2003;29(3):170-5.
344. Torbjørner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *The International journal of prosthodontics.* 2004;17(3):369-76.
345. Torbjørner A, Karlsson S, Odman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1995;73(5):439-44.
346. Tronstad L, Asbjørnsen K, Doving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endodontics & dental traumatology.* 2000;16(5):218-21.
347. Trowbridge HO. Pulp biology: progress during the past 25 years. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc.* 2003;29(1):5-12.
348. Tulunoglu O, Ayhan H, Olmez A, Bodur H. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *The Journal of clinical pediatric dentistry.* 1998;22(4):299-305.
349. Uchiyama M, Anzai M, Yamamoto A, Uchida K, Utsuno H, Kawase Y, et al. Root canal system of the maxillary canine. *Okajimas folia anatomica Japonica.* 2011;87(4):189-93.
350. Utter JD, Wong BH, Miller BH. The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. *Journal of the American Dental Association (1939).* 1997;128(8):1123-7.
351. van der Sluis L, Wu MK, Wesselink P. Comparison of 2 flushing methods used during passive ultrasonic irrigation of the root canal. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).* 2009;40(10):875-9.
352. van der Sluis LW, Versluis M, Wu MK, Wesselink PR. Passive ultrasonic irrigation of the root canal: a review of the literature. *International endodontic journal.* 2007;40(6):415-26.
353. 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. *International endodontic journal.* 2005;38(10):764-8.
354. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Evaluation of two dentin adhesives in cervical lesions. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1993;70(4):308-14.
355. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research.* 1992;71(8):1530-40.
356. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal.* 2005;24(1):1-13.
357. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of dental research.* 1993;72(10):1434-42.
358. Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *Journal of dentistry.* 2003;31(6):395-405.
359. Varela SG, Rabade LB, Lombardero PR, Sixto JM, Bahillo JD, Park SA. In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2003;89(2):146-53.
360. VDW. *Wissenschaftliche Publikationen und klinische Evaluationen zu quarzfaserverstärkten Wurzelstiften.* 2008.

361. Verdelis K, Eliades G, Oviir T, Margelos J. Effect of chelating agents on the molecular composition and extent of decalcification at cervical, middle and apical root dentin locations. *Endodontics & dental traumatology*. 1999;15(4):164-70.
362. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(4):412-7.
363. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod*. 2002;28(5):355-60.
364. Violich DR, Chandler NP. The smear layer in endodontics - a review. *International endodontic journal*. 2010;43(1):2-15.
365. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(5):306-12.
366. Walmsley AD, Murgel C, Krell KV. Canal markings produced by endosonic instruments. *Endodontics & dental traumatology*. 1991;7(2):84-9.
367. Walter R, Swift EJ, Jr., Sheikh H, Ferracane JL. Effects of temperature on composite resin shrinkage. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2009;40(10):843-7.
368. Wani PM, Shetty R, Kale P, Jagtap P. Comparative evaluation of phosphoric acid, EDTA and saline, with and without ultrasonic irrigation for smear layer removal- a SEM study. *Journal of Dental Research and Scientific Development*. 2014;1(1):2-5.
369. Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(11):1512-7.
370. Weller RN, Brady JM, Bernier WE. Efficacy of ultrasonic cleaning. *J Endod*. 1980;6(9):740-3.
371. Wirz J, Christ R. [In vitro study of the occurrence of screw and pin corrosion in dental prosthesis structures]. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*. 1982;92(5):408-28.
372. Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirmeister JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod*. 2007;33(7):840-3.
373. Wu MK, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Microleakage along apical root fillings and cemented posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(3):264-9.
374. Wu MK, Shemesh H, Wesselink PR. Limitations of previously published systematic reviews evaluating the outcome of endodontic treatment. *International endodontic journal*. 2009;42(8):656-66.
375. Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod*. 1983;9(4):137-42.
376. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(6):427-32.
377. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *Journal of dental research*. 1996;75(6):1404-13.
378. Zamany A, Safavi K, Spangberg LS. The effect of chlorhexidine as an endodontic disinfectant. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2003;96(5):578-81.

379. Zappini G, Seitner T. Röntgenopazität und Lichtleitung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften. *Quintessenz*. 2005;56:875-888.
380. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod*. 2006;32(5):389-98.
381. Zehnder M, Kosicki D, Luder H, Sener B, Waltimo T. Tissue-dissolving capacity and antibacterial effect of buffered and unbuffered hypochlorite solutions. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2002;94(6):756-62.
382. 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. *European journal of oral sciences*. 2008;116(3):280-6.
383. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(7):967-77.
384. Zicari F, Van Meerbeek B, Debels E, Lesaffre E, Naert I. An up to 3-Year Controlled Clinical Trial Comparing the Outcome of Glass Fiber Posts and Composite Cores with Gold Alloy-Based Posts and Cores for the Restoration of Endodontically Treated Teeth. *The International journal of prosthodontics*. 2011;24(4):363-72.
385. Zoefel P. *Statistik verstehen. Ein Begleitbuch zur computergestützten Anwendung*. Adwison-Wesley. 2002;77:85-93.

10 Anhang

10.1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ANOVA	(engl: analysis of variance) Varianzanalyse
Aqua dest.	destilliertes Wasser
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat
C-Faktor	(C = configuration) Konfigurationsfaktor
CHX	Chlorhexidindigluconat
CLSM	Konfokale Laser-Raster-Mikroskopie
CX	CoreXFlow
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
E-Modul	Elastizitätsmodul
et al.	et alii = und andere
FE-Analyse	Finite-Elemente-Analyse
Gew.-%	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HSD	Honestly Significant Difference
ISO	International Organization for Standardization
LED	Leuchtdiode
MC	Multicore Flow
min	Minute
mm	Millimeter
MMA	Methylmethacrylat
MMPs	Matrix-Metalloproteinasen
MOD	mesial, okklusal, distal
MPa	Megapascal

MPS	Methacryloxypropyltrimethoxysilan
NaCl	Natriumchlorit
NaOCl	Natriumhypochlorit
n	Anzahl
OPMI	Operationsmikroskop
P	Signifikanzniveau
pH	Potentia hydrogenii
psi	Pound-force per square inch
PUI	Passive Ultraschallaktivierung
RCT	Randomized Controlled Trial
REM	Raster-Elektronen-Mikroskopie
RITC	Rhodamin B Isothiocyanat
SC	SmartCem2
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
u. a.	unter anderem
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
UV	Ultraviolett
V	Vorbohrer
WF	Wurzelfüllung
WKB	Wurzelkanalbehandlung
z. B.	zum Beispiel

10.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	FRC Postec (Größe 4).....	22
Abb. 2	X Post-System (Größe 3).....	23
Abb. 3	Multicore Flow mit aufgesetzter Applikationskanüle.....	24
Abb. 4	CoreX Flow mit dem Konditionierungssystem.....	25

Abb. 5	SmartCem2 mit aufgesetzter Applikationskanüle.....	27
Abb. 6	Übersicht über die eingesetzten Feilen.....	31
Abb. 7	Die Spülung des Stiftbettes laut Spülprotokoll.....	34
Abb. 8	Einwegspritze mit aufgesetzter Kanüle NaviTip.....	34
Abb. 9	Darstellung der Insertion der Faserstifte	37
Abb. 10	Eingespannte Zahnwurzel, zum Einbetten vorbereitet.....	40
Abb. 11	Das Sägen der eingebetteten Proben mithilfe der Exakt Säge.....	41
Abb. 12	Darstellung der lokalisationsabhängigen Proben für den Push-out-Test.....	41
Abb. 13	Darstellung des Versuchsaufbaus.....	42
Abb. 14	Grafische Darstellung des Versuchsaufbaus.....	43
Abb. 15	Grafische Darstellung der Stiftprobe. Grundlage zur Berechnung des Stiftdurchmessers.....	43
Abb. 16	Darstellung der Versagensmuster.....	44
Abb. 17	Plotdiagramm der Haftwerte.....	48
Abb. 18	Grafische Darstellung der koronalen Haftwerte.....	49
Abb. 19	Grafische Darstellung der mittigen Haftwerte.....	50
Abb. 20	Grafische Darstellung der apikalen Haftwerte.....	50
Abb. 21 a	Aufnahme der Verbundschicht von CoreXFlow/XP Bond bei IP1.....	53
Abb. 21 b	Aufnahme der Verbundschicht von CoreXFlow/XP Bond bei IP4.....	54
Abb. 21 c	Aufnahme der Verbundschicht von CoreXFlow/XP Bond bei IP3.....	54
Abb. 22 a	Aufnahme der Verbundschicht von Multicore/Adhese bei IP1.....	55
Abb. 22 b	Aufnahme der Verbundschicht von Multicore/Adhese bei IP4.....	55
Abb. 22 c	Aufnahme der Verbundschicht von Multicore/Adhese bei IP3.....	56
Abb. 23 a	Aufnahme der Verbundschicht von SmartCem2 bei IP1.....	56
Abb. 23 b	Aufnahme der Verbundschicht von SmartCem2 bei IP3.....	57
Abb. 23 c	Aufnahme der Verbundschicht von SmartCem2 bei IP4.....	57

10.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle I	Zusammensetzung von Adhese/Adhese DC Activator.....	24
Tabelle II	Zusammensetzung von Multicore Flow.....	25
Tabelle III	Zusammensetzung von Core X Flow.....	26
Tabelle IV	Zusammensetzung von XP Bond/Self Cure Activator.....	27
Tabelle V	Zusammensetzung von SmartCem2.....	27
Tabelle VI	Spülprotokoll.....	35
Tabelle VII	Die Haftkraft in Abhängigkeit vom Befestigungsmaterial und Spülprotokoll.....	46
Tabelle VIII	Prozentuale Verteilung der Versagensmodi in Abhängigkeit vom Spülprotokoll und Adhäsionsstrategie.....	47

10.4 Liste der verwendeten Materialien

Adhäsiv	XP Bond/Self-Cure Activator; Dentsply, Konstanz, Deutschland	0811001247, 080624 1102002075
	Adhese / Adhese DC Self Cure Activator	N51476 N35670 N27501
Applikationshilfe für das Adhäsiv	Wurzelkanal-Applikator-Tips; Dentsply, Konstanz, Deutschland	10202300
Applikationshilfe für das Befestigungs- material	Mix Tips; Dentsply, Konstanz, Deutschland	1001000717, 0911002298
Ätzel	De Trey Conditioner 36; Dentsply, Konstanz, Deutschland	M42636
Aufbaukomposit	CoreX Flow; Dentsply, Konstanz, Deutschland	090930, 091021, 0809111
	Multicore Flow	N55968 L37355

Faserstifte	X Post (Größe 4); VDW, München, Deutschland	0910001451,
	FRC Postec	M51528
Vorbohrer	Universalbohrer DT Universal Drill; VDW, München, Deutschland	30907
	Formbohrer Fiber Post Drill Size 2; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland	330727
selbstadhäsiver Befestigungszement	SmartCem2; Dentsply, Konstanz, Deutschland	090331, 091206, 091218

10.5 Liste der verwendeten Hilfsmaterialien

Alkohol, 96%ig	Krankenhausapotheke der Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland
Applikationsnadel	Applikationsnadel; Dentsply, Konstanz, Deutschland
Cavit	3M ESPE, Seefeld, Deutschland
Chloramin-T-Lösung	0,5%ige Chloramin-T-Lösung; Krankenhausapotheke der Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland
EDTA	18%ige EDTA-Lösung; Ultradent Products, Utah, USA
Einbettkunststoff	Technovit 4071; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
Einwegspritze	Einwegspritze; Vedefar NV Dilbeek, Belgien
Endo-Feilen	Mtwo-System; Flex-Master-System; Reamer ISO 15; VDW, München, Deutschland
Endo-Kanüle	Endo-Kanüle nach Dr. J. Buquet, Durchmesser: 0,35 mm; Vedefar NV Dilbeek, Belgien
Guttaperchastifte	ISO 60/.02; VDW GmbH, München, Deutschland
Kochsalzlösung	NaCl 0,9 %; Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg, Deutschland
K-Silikon	Silaplast; Pearson Dental Supply Co, USA
Messlehre	Minifix-Messlehre; VDW, München, Deutschland

Natrium Fluoreszein	Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Steinheim, Deutschland
Natriumhypo- chloritlösung	Natriumhypochlorit 1 %; Aug. Hedinger, Stuttgart, Deutschland 5,25 %; SPEIKO, Münster, Deutschland
Objektträger	Plexiglas-Objektträger 25x75x2 mm Diaplug, Oststeinbeck, Deutschland
Papierspitzen	Weißer Papierspitzen ISO 60;VDW, München, Deutschland
PA-Sonde	HuFriedy, Chicago, USA
Phosphor- säuregel	Total Etch; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Rhodamin B Isothiocyanat	Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Steinheim, Deutschland
Scaler	SM239; HuFriedy, Chicago, USA
Schleifpapier	Körnung 2500 und 4000; Exakt Vertriebs GmbH
Sealer	2Sealer; VDW, München, Deutschland
Sekundenkleber	Henkel, Düsseldorf, Deutschland
Trennscheibe	diamantierte Trennscheibe; Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co., Lemgo, Deutschland
Vaseline	Vaseline; Winthrop Arzneimittel GmbH, Mülheim-Kärlich, Deutschland
Wasserwaage	2D-Wasserwaage; STABILA Messgeräte Gustav Ullrich GmbH, Annweiler am Trifels, Deutschland
Wurzelfüllsystem	BeeFill-System; CDW, München, Deutschland

10.6 Geräteliste

CCD Kamera	Color View IIIu; Olympus, Hamburg, Deutschland
EMS-System	Electro Medical System, Nyon, Schweiz
Eichskala	Wild-Eichskala; Leica, Bensheim, Deutschland
Konfokales Laser- Raster-Mikroskop	Leica TCS SL; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland

Lichtleistungs- messgerät	bluephase meter; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Lupenbrille	Zeiss Kopfbandlupe, 4,3-fache Vergrößerung; Zeiss Optotechnik, Jena, Deutschland
Messdose 2,5 kN	Zwick Roell, Ulm, Deutschland
Mikrometer- schraube	Digimatic Bügelmessschraube; Mitutoyo, Kawasaki, Japan
OP-Mikroskop	OPMI pico; Carl Zeiss Jena GmbH, Jena, Deutschland
Parallelometer	Degussa Dental, Düsseldorf, Deutschland
Polymerisations- lampe	LED-Polymerisationslampe; Elipar Freelight 2; 3M ESPE, Neuss, Deutschland
Präzisions- diamantbandsäge	Exakt 300; Exakt Vertriebs GmbH, Norderstedt, Deutschland
Reduzierstück	LUX2-Reduzierstück; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland
Schleifmaschine	Exakt 400 CS; Exakt Vertriebs GmbH, Norderstedt, Deutschland
Stereomikroskop	DV 4; Zeiss, Jena, Deutschland
Teflonform	Technische Abteilung der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland
Ultraschall	Sirosonic; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Deutschland
Universal- prüfmaschine	Zwick Roell, Ulm, Deutschland

10.7 Bearbeitungsprogramme

LCS Lite	Leica Confocal Software Lite Version 2.61; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland
Adobe Photoshop CS2	Adobe Systems GmbH, Dublin, Irland
SPSS	Version 16.0; SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA
AnalySIS Pro 5.0	Soft Image System, Münster, Deutschland

11 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Ani Hambaryan, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Einfluss von Spülprotokollen auf die Haftung faserverstärkter Wurzelstifte bei Anwendung verschiedener Adhäsionsstrategien“ 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 kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

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

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Ani Hambaryan hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: 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. European journal of oral sciences. 2013;121(4):349-54.

Beitrag im Einzelnen: selbstständige Durchführung aller Experimente, Datenzusammenführung und Datenanalyse, Anfertigung aller Abbildungen, 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, 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. *European journal of oral sciences*. 2013;121(4):349-54.

14 Danksagung

Frau OÄ PD Dr. Kerstin Bitter (Charité - Universitätsmedizin Berlin) danke ich, dass sie mir die Möglichkeit gegeben hat, die Doktorarbeit anzufertigen, für die interessante Themenstellung, ihre stets freundliche, kompetente und vor allem motivierende Betreuung.

Allen Mitarbeitern der Abteilung für Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie der Charité - Universitätsmedizin Berlin danke ich ebenso.

Ganz besonderer Dank gilt Herrn Toll (Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Präventivzahnmedizin, Charité - Universitätsmedizin Berlin) und Frau Schöpf für ihre stete Hilfsbereitschaft und die netten Gespräche.

Nicht versäumen zu danken will ich Herrn Wladimir Eirich, der mich bei der Anfertigung der Bilder unterstützt hat.

Meinem Freund Erk Eminli gilt mein spezieller Dank für die selbstlose Hilfsbereitschaft während der letzten zehn Jahre und für meine Tochter Sula, die an manchen Tagen auf mich verzichten musste.

Ein herzlicher Dank für die liebevolle Unterstützung gilt schließlich meinen Eltern sowie meiner ganzen Familie, ohne sie wären ein Studium sowie eine Doktorarbeit niemals möglich geworden.