

Aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Einfluss von thermozyklischer Belastung
und Lokalisation auf die Haftung
unterschiedlicher Befestigungskomposite im
Wurzelkanal**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von
Zahnarzt Jaimy Peter Kanjuparambil
aus Karuvatta/Indien

Gutachter: 1. Prof. Dr. Andrej M. Kielbassa
 2. Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann
 3. Prof. Dr. med. dent. E. Schäfer

Datum der Promotion: 3. September 2010

**Aus Liebe und tiefster Dankbarkeit
meinen Eltern
Kochurani und Peter Kanjuparambil**

*„Stärke wächst nicht aus körperlicher Kraft -
vielmehr aus unbeugsamem Willen“*

- MAHATMA GANDHI -

Ergebnisse der vorliegenden Studie wurden veröffentlicht:

Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K,
Kielbassa AM

Effects of luting agent and thermocycling on bond strength to root canal dentine.
International Endodontic Journal 2006 Oct; 39(10): 809-18

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Struktur des Wurzelkanal dentins	3
2.2	Dentinhaftung.....	4
2.2.1	Klassifizierung der Adhäsivsysteme.....	6
2.2.2	Besonderheiten der Dentinhaftung im Wurzelkanal.....	8
2.3	Befestigungsmaterialien	9
2.3.1	Befestigungskomposit	10
2.4	Stiftstumpfaufbausysteme	11
2.4.1	Faserverstärkte Wurzelstifte	12
2.5	Thermozyklische Wechselbelastung	14
2.6	Prüfmethoden.....	15
2.6.1	Push-out Test.....	16
3.	Ziel der Arbeit und Nullhypothese	18
4	Material und Methode	19
4.1	Materialien	19
4.1.1	FRC Postec-Wurzelstifte	19
4.1.2	Befestigungsmaterialien	20
4.1.3	Hilfsmaterialien und -mittel	22
4.2.1	Vorbereitung der Zähne.....	24
4.2.2	Stiftinsertion	25
4.2.3	Einbetten der Zahnwurzeln.....	27
4.2.4	Thermozyklische Wechselbelastung.....	30
4.2.5	Sägen der Zahnwurzeln	30
4.2.6	Ausstoßversuche	32
4.2.7	Berechnung der Bruchspannung	32
4.2.8	Stereomikroskopische- und REM-Analyse der Bruchflächen.....	34
4.2.9	Statistische Methoden	36
5	Ergebnisse	38
5.1	Haftwerte.....	38
5.2	Haftverbund unter Berücksichtigung der Lokalisation.....	40
5.3	Einfluss der Polymerisation und Konditionierung auf den Haftverbund	43
5.4	Analyse des Bruchmodus.....	44
5.5	Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Bruchmodi.....	46
6	Diskussion	49
6.1	Klinischer Bezug von In-vitro-Versuchen.....	49
6.2	Methodendiskussion.....	50

6.2.1	Versuchszähne	50
6.2.2	Lagerung und Aufbereitung der Zähne	51
6.2.3	Applikation der Befestigungssysteme und Stiftinsertion	52
6.2.4	Thermozyklische Wechselbelastung	56
6.2.5	Ausstoßversuche	57
6.3	Ergebnisdiskussion	59
6.3.1	Einfluss des Befestigungskomposits.....	59
6.3.2	Einfluss der Lokalisation.....	61
6.3.3	Einfluss der thermozyklischen Wechselbelastung.....	62
6.3.4	Einfluss der Polymerisation	63
6.3.5	Einfluss der Oberflächenbehandlung	64
7	Schlussfolgerungen	67
8	Zusammenfassung	69
9	Abstract.....	70
10	Literaturverzeichnis.....	71
11	Anhang.....	90
11.1	Technische Zeichnung des FRC Postec Stiftes Grösse 3.....	90
11.2	Eigenschaften des FRC Postec Wurzelstiftes	90
11.3	Abkürzungsverzeichnis.....	91
11.4	Materialliste	92
11.5	Danksagung	95
11.6	Curriculum Vitae.....	96
11.7	Eidesstattliche Erklärung	97

1 Einleitung

Die statistischen Daten im KZBV-Jahrbuch von 2007 zeigen, dass zwischen 1991 und 2006 die Zahl der wurzelkanalbehandelten Zähne um 6 % gestiegen und die Zahl der Zahnextraktionen um 20 % gesunken ist. Tief zerstörte Zähne können häufig durch eine endodontische Behandlung erhalten, mit weiteren konservierenden Maßnahmen wieder aufgebaut und mit Zahnersatz versorgt werden.

Häufig sind endodontisch behandelte Zähne so stark zerstört, dass die Wiederherstellung durch Stumpfaufbauten und einer definitiven Versorgung, meist einer Krone oder Teilkrone, erfolgen muss [Linn und Messer 1994]. Die auf die Zähne einwirkenden Kaukräfte sollten gleichmäßig von der restlichen Zahnhartsubstanz aufgenommen werden, da es sonst zum Verlust des Aufbaus und der künstlichen Krone kommen kann. Deshalb muss das Material für den Stumpfaufbau bei nicht mehr ausreichender koronaler Zahnhartsubstanz in seiner Befestigung unterstützt werden. Dies kann durch Wurzelkanalstifte realisiert werden [Smith und Schuman 1997].

Die Indikationsstellung für einen Wurzelkanalstift und dessen Dimensionierung ist genau vorzunehmen [Christensen 1996; Heidemann 2004; Cheung 2005], da die Stiftversorgung Risiken einer Wurzel- oder Stiftfraktur birgt [Holmes *et al.* 1996; Schwartz und Robbins 2004]. Wurzelkanalstifte sind nicht in der Lage, die Festigkeit endodontisch behandelter Zähne zu erhöhen [Guzy und Nicholls 1979]. Sie bieten der Restauration durch die tiefe Verankerung eine bessere Retention gegenüber Abzugskräften. Bei der Wahl des Stiftsystems spielen funktionelle, mechanische und ästhetische Überlegungen eine Rolle. Die heute marktüblichen Stiftsysteme unterscheiden sich voneinander in Form, Dicke, Beschaffenheit der Oberfläche und der Materialzusammensetzung.

Die feste Verankerung des Stiftes im Wurzelkanal ist mitentscheidend für den Langzeiterfolg des stiftverankerten Stumpfaufbaus [Stockton 1999; Pirani *et al.* 2005]. Wurzelkanalstifte können konventionell mit Zementen oder unter bestimmten Voraussetzungen auch adhäsiv mit Befestigungskompositen im Wurzelkanal verankert werden. Letztere scheinen einen besseren Verbund zwischen Stift und Wurzelkanalwand zu generieren [Abo-Hamar *et al.* 2005].

Die Verwendung von metallischen Wurzelkanalstiften führte zu nicht zufriedenstellenden ästhetischen Ergebnissen. Die zusätzliche Forderung nach Korrosionsfreiheit des Materials führte zur Entwicklung von Keramik- und Glasfaserstiften. Die Vorteile von glasfaserverstärkten Stiftmaterialien wie deren Transluzenz [Grandini *et al.* 2004], mechanische Belastbarkeit [Lanza *et al.* 2005] und Revidierbarkeit [de Rijk 2000; Frazer *et al.* 2008] wurden in der Literatur beschrieben.

Ein verringertes Wurzelfrakturrisiko [Ferrari *et al.* 2000; Cormier *et al.* 2001; Newman *et al.* 2003] ergibt sich bei der Versorgung mit Glasfaserstiften durch eine der Zahnhartsubstanz ähnliche Biegefestigkeit [Barjau-Escribano *et al.* 2006], da hierbei ein ähnliches Elastizitätsmodul eine gleichmäßigere Kraftverteilung bewirkt. Einige Autoren haben beschrieben, dass bei Glasfaserstiften eine erneute Versorgung mit einem Stift nach Entfernen desgleichen möglich war [Akkayan und Caniklioglu 1998; Gesi *et al.* 2003; Jung *et al.* 2007]. Eine zur Zahnachse parallele Faserausrichtung der Glasfaserstifte verringert aufgrund einer richtungweisenden Führung des Bohrers das Perforationsrisiko der Wurzel [de Rijk 2000].

Klinische Studien, die die Überlebensrate von Faserstiften untersucht, zeigten hohe Überlebensraten [Ferrari *et al.* 2000; Monticelli *et al.* 2003]. Die häufigsten Gründe für einen Misserfolg liegen im Retentionsverlust [Cagidiaco *et al.* 2008], im Bruch des Stiftes [Naumann *et al.* 2005] oder im Verlust der prothetischen Versorgung [Ferrari *et al.* 2007]. Daher sollten verschiedene Aspekte untersucht werden, die Retention zu verbessern. Ein verbesserter Verbund des Befestigungsmaterials zum Zahn könnte ebenso wie eine tiefere Verankerung des Stiftes im Wurzelkanal die Retention erhöhen.

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Bestimmung der Haftkräfte von Glasfaserstiften an Wurzelkanalentin. Dafür wurden Wurzelkanalstifte adhäsiv mit sechs unterschiedlichen Befestigungskompositen im Wurzelkanal verankert, die den Verbund verbessern sollen. Darüber hinaus wurde durch die Insertionstiefe der Einfluss der unterschiedlichen Region im Wurzelkanal untersucht. Die Haftkraft wurde sowohl initial als auch nach thermozyklischer Belastung gemessen. Die thermozyklische Belastung soll eine Dauerbelastung simulieren, um ein Langzeitverhalten auf den Haftverbund ermitteln zu können.

2 Literaturübersicht

2.1 Struktur des Wurzelkanalodontins

Das Dentin wird von Dentintubuli durchzogen, deren Anzahl pro Fläche von pulpanah zu pulpafern abnimmt. Der Anteil der Tubuli an der gesamten Dentinfläche beträgt pulpanah etwa 80 %, pulpafern im Vergleich werden nur ca. 4 % erreicht.

Wurzelkanalodontin weist im Vergleich zum koronalen Dentin einige Besonderheiten auf. Im Wurzelkanalodontin verlaufen die Dentintubuli eher geradlinig [Marshall *et al.* 1997], im koronalen Dentin eher s-förmig. Im Wurzelkanalodontin ist die relative Dichte der Tubuli geringer. Entsprechend ihrer Größe und der Anordnung im Dentin lassen sich die Dentintubuli in drei Größen unterteilen [Mjör und Nordahl 1996]. Die größeren Tubuli haben einen Durchmesser von 0,5 - 1,0 μm . Sie sind vorwiegend in der Peripherie des Dentins (ca. 250 μm von der Schmelz-Dentin-Grenze bzw. Wurzelzement-Dentin-Grenze) zu finden. Diese Tubuli erstrecken sich über das gesamte Dentin, kommen im Wurzelkanalodontin aber nur gelegentlich vor. Tubuli mittleren Durchmessers (300 - 700 nm) verzweigen sich im Winkel von 45° von der Wand der größeren Tubuli. Sie sind vorwiegend im mittleren Teil des Wurzelkanalodontins zu finden, wo sie oft mit anderen Tubuli anastomosieren [Chappell *et al.* 1994]. In der Zone ca. 200 μm peripher zur Pulpa lassen sich mittlere Tubuli ausschließlich im apikalen Teil der Wurzel nachweisen. Die kleinsten Tubuli mit einer Größe von 25 - 200 nm gehen im rechten Winkel von den größeren Tubuli ab und durchziehen das gesamte Dentin [Mjör und Nordahl 1996].

Im Wurzelkanalbereich verringert sich nach apikal die Zahl der Dentintubuli [Carrigan *et al.* 1984]. Im apikalen Bereich ist sie in allen Altersstufen wesentlich geringer (7000 - 10000/mm²) als in der Wurzelmitte und in der Wurzelmitte geringer als im zervikalen Bereich (34000 - 50000/mm²) [Schroeder *et al.* 1990; Marshall *et al.* 1997]. Selbst tubulifreie Bereiche wurden apikal gefunden [Mjör *et al.* 2001].

Die Dentintubuli devitaler Zähne unterscheiden sich in ihrem Flüssigkeitsgehalt nicht von denen vitaler Zähne [Papa *et al.* 1994]. Bei der Untersuchung von

Zähnen älterer Menschen zeigten sich Auflagerungen am Wurzelzement und Resorptionserscheinungen im Bereich des Apex [Mjör *et al.* 2001]. Die Größe und Verteilung der Tubuli kann nach erfolgter Wurzelkanalbehandlung z. B. eine Reinfektion oder einen Haftverbund beeinflussen [Sato *et al.* 2000; Gaston *et al.* 2001; Mannocci *et al.* 2004].

2.2 Dentinhaftung

Adhäsive Systeme sollen einen Verbund zwischen Dentin und einem Komposit herstellen. Das Problem bei dem Verbund von hydrophobem Komposit und hydrophilem Dentin liegt in der Überbrückung dieser gegensätzlichen Eigenschaften. Die Ziele der Konditionierung des Dentins sind in erster Linie eine bessere Benetzbarkeit, eine Oberflächenvergrößerung und das Erzielen eines Mikroretentionsreliefs (Retentionstiefen von 20 - 30 µm).

Die auf der Oberfläche des bearbeiteten Dentins gelegene Schmierschicht lässt sich durch eine oberflächliche Reinigung nicht entfernen [Eick *et al.* 1991], da diese den eröffneten Tubuli aufgeprägt und in die Tubuli eingedrückt ist. Diese Schmierschicht beinhaltet Bestandteile der Zahnhartsubstanz, denaturiertes Kollagen, Bakterien und andere auf der Oberfläche vorkommenden Verunreinigungen [Schäfer 1999]. Verschiedene Konzepte der Dentinhaftung arbeiten mit unterschiedlicher Vorbehandlung dieses „smearlayer“.

Eine Methode setzt auf den Schmierschichtterhalt und ermöglicht keine Penetration des Primers oder des Adhäsivs in die Tubuli. Dieser Verschluss der Tubuli soll die Abdichtung erhalten und die Penetrationsfähigkeit der Bakterien einschränken [Drake *et al.* 1994]. Die Dicke des „smearlayer“ soll keinen Einfluss auf die Fähigkeit zur Adhäsion der selbstkonditionierenden Systeme haben [Tay *et al.* 2000]. Eine zweite Strategie zur Schmierschichtbehandlung verwendet saure Monomerlösungen der sogenannten selbstätzenden Systeme. Sie lösen die Schmierschicht an, dringen in das kompakte Dentin ein und bewirken auch in tieferen Schichten eine Demineralisation. Da bei dieser Methode Säure und Monomer in einer Primerlösung wirken, dringt der Primer genau so tief in das Dentin ein, wie das Kollagennetzwerk von der Säure freigelegt wurde. Die Schmierschicht bleibt bei dieser Methode teilweise erhalten. Die Adhäsionscharakteristika der dritten Strategie beruhen auf der

vollständigen Schmierschichtauflösung des Dentins, beispielsweise durch Säureätzung. Das Kollagennetzwerk wird freigelegt und ein hydrophiles Monomer kann in die eröffneten Tubuli penetrieren. Dieser Primer ist ein Schlüsselement für die Qualität der Vorbehandlung und das Penetrieren durch die Tubuli [Eick 1992; Erickson 1992]. Es konnte nachgewiesen werden, dass ältere Systeme aufgrund schlechterer Penetrationsbedingungen einen schlechteren Verbund hatten [Eliades *et al.* 1990; Van Meerbeek *et al.* 1993], während jüngere Systeme sich durch eine gute Penetration sowie eine teilweise bis vollständige Entfernung des „smearlayer“ auszeichnen [Bowen und Marjenhoff 1992; Nakabayashi 1992; Fusayama 1993].

Das Adhäsiv besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten. Es ist der eigentliche Haftvermittler, der die Verbindung zwischen dem Komposit und dem mit Primer vorbehandelten Dentin generiert. Dieser begünstigt durch eine Stabilisierung des Komplexes die Ausbildung einer Mischschicht, der sogenannten Hybridschicht (Abb. 1).

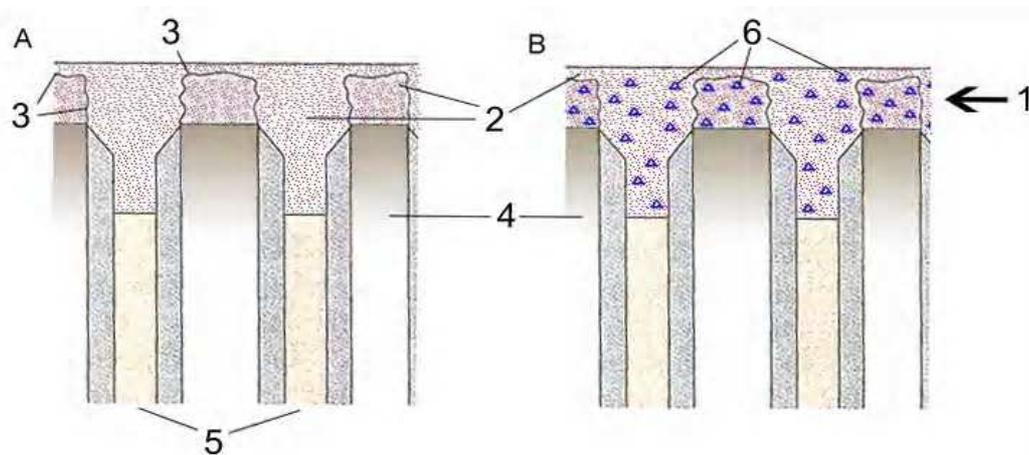


Abb. 1: Schematisches Bild der Hybridschicht (1) im Wurzelkanal. A zeigt den Primer (2), der sowohl in die durch einen Konditionierer freigelegten Kollagennetzwerke (3) des intertubulären Dentins (4), als auch in die eröffneten Dentintubuli (5) penetriert. B zeigt das Dentinadhäsiv (6), welches auch in diesen Komplex eindringt und eine Stabilisierung schafft; modifiziert nach [Hellwig *et al.* 2003].

2.2.1 Klassifizierung der Adhäsivsysteme

Im Vergleich zur Schmelzhaftung besteht die deutlich aufwändigere Dentinadhäsion aus den drei Schritten Konditionieren, Primern und Bonden. Abhängig vom Adhäsivsystem kommen verschiedene Kombinationen einzelner Stufen zum Einsatz, wobei unterschiedliche Schritte zusammengefasst werden können. Die Einteilung der Adhäsivsysteme nach der Anzahl der Arbeitsschritte oder der Flaschenkomponenten hat sich bewährt.

Anfangs zeichneten sich die Systeme durch eine höhere Anzahl von Komponenten aus. Dies zeigt sich bei den klassischen 3-Schritt-Systemen (Tab. I). Forderungen der Anwender nach Vereinfachung unterstützen den Trend mit weniger Einzelkomponenten. Neue Entwicklungen sollen einerseits eine Zeitersparnis, andererseits eine geringe Anfälligkeit für Applikationsfehler bieten [Frankenberger *et al.* 2001; Perdigão *et al.* 2003; Brandt *et al.* 2006].

Zur Vereinfachung wurden in dem Zwei-Schritt-System die Funktionen des Primers und des entsprechenden Adhäsivs in einer Lösung zusammengefasst. Haftfestigkeitsmessungen und Randanalysen zeigten für das Zwei-Schritt-System geringere Werte und stärkere Schwankungen im Vergleich zum Drei-Schritt-System [Haller und Fritzenschaft 1999; Inoue *et al.* 2001; Frankenberger 2002; Bishara *et al.* 2005]. Gemeinsam ist diesen Adhäsivsystemen, dass sie nach Schmelz- und Dentinkonditionierung in nur einer applizierten Schicht ausgehärtet werden.

Bei den selbstkonditionierenden Zwei-Schritt-Systemen wird die Funktion des Konditionierens und des Primers in einem Schritt kombiniert. Auf eine separate Säureätzung wird verzichtet. Anschließend wird das Adhäsiv aufgetragen.

Bei den selbstkonditionierenden Bondingsystemen wird lediglich ein einziger Arbeitsschritt benötigt, Schmelz und Dentin werden in einem Schritt konditioniert. Gleichzeitig wird das Primer-Adhäsiv-Gemisch appliziert (Tab. I). Überätzung und Übertrocknung des Dentins sind die Anwendungsfehler, die durch die Entwicklung der selbstkonditionierenden Systeme reduziert wurden. Sie führen zu geringeren Haftkräften und verkürzen die Lebensdauer der Restauration. Bei den selbstkonditionierenden Systemen entfallen die meisten Fehler im Zusammenhang mit der Säureapplikation und der Säureentfernung.

Tab. 1: Tabellarische Übersicht über die Adhäsivsysteme unterteilt nach Anzahl der Arbeitsschritte mit verschiedenen Vorbehandlungsstrategien modifiziert nach: [Hickel *et al.* 2001]

Anzahl der Arbeitsschritte	Eigenschaften		Handelsübliche Beispiele Lösungsmittel: A=Aceton / E=Ethanol / W=Wasser
	SCHMELZÄTZUNG	SCHMELZ - / DENTINVORBEHANDLUNG	
4 Arbeitsschritte Selektive Schmelzätzung (3. Generation)	selektive Schmelzätzung, Total-Ätztechnik ist ebenfalls möglich, konditionierender Primer (meist schwache Säuren) und getrenntes Adhäsiv	Primer ggf. weiterer Primer Adhäsiv	Syntac Classic (Vivadent) AW A.R.T. Bond (Clotène) W Ecusit Primer/Mono (DMG) W Solobond Plus (Voco) A
3 Arbeitsschritte Schmierschicht wird entfernt	gleichzeitiges Ätzen von Schmelz und Dentin mit kompletter Exposition des Kollagenfasergeflechts. "Moist-Bonding" bei aceton- und ethanolbasierten Systemen	Primer Primer Adhäsiv	EBS Multi (3M ESPE) W Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE) W Gluma Solid Bond (Heraeus-Kulzer) EW All-Bond 2 (Bisco) A Optibond FL (Kerr) EW
2 Arbeitsschritte Schmierschicht wird entfernt.	Total-Ätztechnik, Konditionierung der Zahnhartsubstanz mit einem selbstkonditionierenden Primer-Universalladhäsiv => "one-bottle-bond" "Moist-Bonding" bei aceton- und ethanolbasierten Systemen	Primer Primer/Adhäsiv	One coat Bond (Coltene) OptiBond Solo (Kerr) E Prime&Bond NT (DeTrey) A Scotchbond 1 (3M ESPE) EW Solobond Mono (Voco) A Syntac SC (Vivadent) A Syntac Sprint (Vivadent) E xcite (Vivadent) E Admira Bond (Voco) A Syntac Single-Component (Vivadent) W Solist (DMG) A F2000 Primer/Adhäsiv (3M ESPE) EW
2 Arbeitsschritte Schmierschicht wird aufgelöst	Selbstätzender Primer ohne Säureätzung, getrenntes Adhäsiv Selbstätzender Primer für Schmelz und Dentin	Primer/Adhäsiv Adhäsiv	Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray) E AquaPrime & Monobond (Merz) W Prime&Bond mit NRC (De Trey) A
1 Arbeitsschritt	Verbundpräparate zur Simultanvorbehandlung von Schmelz und Dentin und "All-in-One" Produkte	selbstätzendes Adhäsiv	Prompt L-Pop (3M ESPE) W Etch&Prime 3.0 (Degussa) E Clearfil SE Bond (Kuraray) W

Weitere Anwendungsfehler, wie ungenügende oder falsche Applikation, zu kurze Einwirk- oder Polymerisationszeiten sowie falsche Technik beim Applizieren [Miyazaki *et al.* 2002] oder Verblasen des Lösungsmittels [Miyazaki *et al.* 1999] sind bei allen Bondingsystemen möglich.

Untersuchungen kommen hinsichtlich Haftung und Randschluss zu dem Ergebnis, dass die herkömmlichen Drei-Schritt-Systeme bis auf wenige Ausnahmen [Fritz *et al.* 2001] den neueren Bondingsystemen überlegen sind [Wilder *et al.* 1998; Fritz und Finger 1999; Miyazaki *et al.* 2000; Inoue *et al.* 2001; Brackett *et al.* 2006]. Es gibt bislang keine Studie, die eine generelle Überlegenheit der selbstkonditionierenden Systeme bestätigt [Ernst 2004].

2.2.2 Besonderheiten der Dentinhaftung im Wurzelkanal

Während bei einfachen Füllungskavitäten eine gemäß Herstellerangaben durchgeführte Anwendung der Dentinhaftvermittler ohne weiteres möglich ist, ist die Anwendung der Adhäsivtechnik im Wurzelkanal erschwert. Auf Säureeinwirkung reagierten die verschiedenen Regionen unterschiedlich. Zervikales Wurzelkanalentin zeigte eine Oberflächenvergrößerung um 202 %, mittleres um 156 % und apikales um 113 % [Ferrari *et al.* 2000]. Besonders eine einheitliche Befeuchtung des Dentins ist nur schwer zu erreichen. Darüber hinaus bedingen die verschiedenen Aushärtemechanismen (lichtinduziert oder chemisch aktiviert) Unterschiede in der Verbundfestigkeit, vor allem im apikalen Bereich [Mannocci *et al.* 1999; Ferrari *et al.* 2001; Mannocci *et al.* 2001]. Ein wesentlicher Nachteil für die Wurzelkanalentinhaftung entsteht aufgrund der Kavitätengeometrie, die einen hohen C-Faktor bedingt. Im Wurzelkanal ist dieser Quotient aus gebundener zu ungebundener Oberfläche viel größer als in einer Kavität, die im Kronendentin präpariert wurde [Tay *et al.* 2005]. Der C-Faktor wird durch den verwendeten Stift mitbestimmt und kann im Wurzelkanal einen Wert von 200 übersteigen [Bouillaguet *et al.* 2003]. Ein großer C-Faktor ergibt sich bei mehr gebundener Fläche, welches eine größere Polymerisationsschrumpfung nach sich zieht.

Aus dem hohen C-Faktor und der Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskomposits resultieren sehr unvorteilhafte Bedingungen für das adhäsive Verankern von Wurzelstiften [Tay *et al.* 2005]. Eine Studie zeigte,

dass durch die Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskomposits ein stellenweises Ablösen von der Wurzelkanalwand erfolgte und damit Lufteinschlüsse in der Dentin-Komposit-Verbundzone möglich waren [Bergmans *et al.* 2005]. Andere Studien konnten diese Spalten an der Verbundfläche bestätigen [Boschian Pest *et al.* 2002; Pirani *et al.* 2005]. Der Erfolg der Dentinhaftung im Wurzelkanal hängt von der Praktikabilität des Adhäsiv-Systems [Goracci *et al.* 2005] und vom Befestigungsmedium ab.

2.3 Befestigungsmaterialien

Wurzelkanalstifte müssen im formkongruent erweiterten Wurzelkanal zum dauerhaft sicheren Verbleib mit einem Befestigungsmaterial verankert werden. Dazu sind unterschiedliche Zemente erhältlich, welche sich sowohl in ihrem Indikationsbereich als auch in ihren werkstofflichen Eigenschaften voneinander unterscheiden. Chemische und mechanische Kräfte, die bei der Befestigung von Wurzelkanalstiften mit Befestigungsmaterialien auftreten, sind für die Retention der Stifte im Wurzelkanal relevant.

Der mechanische Verbund entsteht durch Friktion und Mikroverzahnung des Befestigungsmittels zwischen der Wurzelkanalwand und dem Stift. Bei konventionellen Zementen wie z.B. Zinkphosphatzement, Polycarboxylatzement oder Glasionomierzement (GIZ) wird die Retention durch reine Friktion vermittelt. Konventionelle Zemente bestehen im Allgemeinen aus einem amphoteren oder basischen Pulver und einer sauren Flüssigkeit. Nach einer spezifischen Säure-Base-Reaktion geht dieses Gemisch in einen festen Stoff mit heterogener Zusammensetzung über.

Die „Kompositzemente“ (oder besser Befestigungskomposite) ähneln Füllungskompositen. Durch den zusätzlichen Einsatz von Dentinhaftvermittlern kommt den Befestigungskompositen eine sehr wichtige Rolle zu [Hahn und Löst 1996]. Für die adhäsive Befestigung wurden im Vergleich zu konventionellen Zementen höhere Retentionswerte festgestellt [Assif und Ferber 1982; Goldman *et al.* 1984; Standlee und Caputo 1992; Mendoza und Eakle 1994; Abo-Hamar *et al.* 2005].

Befestigungsmaterialien auf Kompositbasis bestehen in erster Linie aus drei Komponenten, der organischen Matrix, der dispersen Phase (Füller) und der

Verbundphase, dem Silan. Bis auf den reduzierten Füllstoffgehalt, der zu einer niedrigeren Viskosität führt, ist ein Befestigungskomposit mit den dentalen Füllungskompositen identisch. Es konnte gezeigt werden, dass ein dauerhafter Haftverbund für fließfähige Befestigungskomposite in Kombination mit Glasfaserstiften erzielt werden können [Belli *et al.* 2006].

Bei Temperatureinwirkung reagieren Komposite und Dentin nicht gleich [Sidhu *et al.* 2004]. Befestigungskomposite haben einen höheren thermischen Expansionskoeffizienten als Dentin. Der Expansionskoeffizient bestimmt bei thermischer Belastung das Verhalten beider Materialien an der Grenzschicht.

2.3.1 Befestigungskomposit

Man unterscheidet zwischen chemisch polymerisierenden und lichthärtenden Befestigungskompositen. Zudem gibt es sogenannte duale Systeme, die eine Mischform aus beiden darstellen.

Die Polymerisationsreaktion kann auf zwei unterschiedlichen Wegen eingeleitet werden. Sie wird entweder wie bei den Zweikomponentensystemen durch ein Redoxsystem mit Hilfe eines chemischen Aktivators eingeleitet oder, wie bei den meisten Einkomponentensystemen, durch energiereiche Strahlung. Der Unterschied liegt im Initiatorsystem, welches Radikale freisetzt, um die Polymerisation zu starten.

Bei chemisch härtenden Kompositen werden zwei Pasten, Initiator und Akzelerator, miteinander vermischt. Als Akzelerator dient ein tertiäres aromatisches Amin. Beim Anmischen kommen die beiden Moleküle miteinander in Berührung und bilden freie Radikale [Eichner und Kappert 2000].

Die dualen Systeme enthalten Dibenzoylperoxid und N, N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-p-Toluidin; die lichthärtenden Produkte enthalten Kampherchinon als Initiator. Sie werden durch Licht der Wellenlänge von 380 - 500 nm aktiviert [Eichner und Kappert 1996]. Während der Polymerisation der Kompositmaterialien werden aus den Doppelbindungen Einfachbindungen, welche weniger Raum benötigen, was zu einer Polymerisationsschrumpfung zwischen 1,7 - 6 Vol.-% führt. Hierbei entstehen Spannungen im Material, was eine Randspaltbildung zur Folge haben kann. Es besteht die Gefahr, dass bei nicht ausreichender Lichthärtung die dualen Systeme ihre maximale Aushärtung nicht erreichen

[Hasegawa *et al.* 1991], da die alleinige chemische Aushärtung unzureichend ist.

Die chemische Komponente der dualhärtenden Systeme soll in der Tiefe des Wurzelkanals eine ausreichende Polymerisation ermöglichen, wobei die volle Aushärtung nur mit zusätzlicher Lichthärtung erreicht wird [el-Badrawy und el-Mowafy 1995; Foxton *et al.* 2003; Hofmann *et al.* 2003; Asmussen und Peutzfeldt 2006]. Einige Autoren konnten in ihren Studien dieses Ergebnis nur teilweise bestätigen [Zhang *et al.* 2008]. Andere Studien zeigen vergleichbare mechanische Eigenschaften zwischen chemisch härtenden und dual härtenden Materialien [Hofmann *et al.* 2001].

Die Verwendung von Kompositmaterialien als „Befestigungszemente“ für Wurzelkanalstifte kann zur höheren Stiftretention führen und ermöglicht bei gleichzeitiger Verwendung von Kompositen als Stumpfaufbaumaterial auch eine Zeitersparnis [Cheung 2005]. Die Überschüsse einiger Befestigungskomposite müssen nicht entfernt werden, sondern können aufgrund der chemischen Kompatibilität mit dem Stumpfaufbaumaterial und der damit verbundenen besseren Retention belassen [Ohlmann *et al.* 2008] und in den Stumpfaufbau integriert werden [Freedman 2001].

2.4 Stiftstumpfaufbausysteme

Wurzelkanalbehandelte Zähne besitzen eine geringere Frakturresistenz, da durch die Entfernung des Pulpakammerdachs eine wichtige Querverstrebung verloren geht. Die Behandlung allein macht einen Zahn jedoch nicht bruchanfälliger [Sedgley und Messer 1992]. Vielmehr beeinflussen Faktoren wie die Restzahnhartsubstanz oder die weitere Versorgung der endodontisch behandelten Wurzel die Bruchanfälligkeit [Sornkul und Stannard 1992; Cobankara *et al.* 2008; Sendhilnathan und Nayar 2008].

Wurzelkanalstifte erhöhen nicht die Festigkeit des endodontisch behandelten Zahnes. Sie dienen lediglich als wurzelverankertes Retentionselement für den Stumpfaufbau und die anschließende Restauration [Guzy und Nicholls 1979; Cohen *et al.* 2000]. Eine gute Retention des Stiftes im Wurzelkanal ist entscheidend für den Langzeiterfolg der Restauration [Trabert *et al.* 1978; Mentink *et al.* 1993; Zalkind und Hochman 1998].

In vielen Untersuchungen wurde gezeigt, dass die Retention der Wurzelkanalstifte von der Stiftlänge, der Stiftform [Cohen *et al.* 2000; Musikant *et al.* 2001; Teixeira *et al.* 2004] und der Oberflächenbeschaffenheit, dem verwendeten Befestigungsmedium [Gu *et al.* 2006] und der restlichen Zahnhartsubstanz [Cagidiaco *et al.* 2008] abhängig ist. Einige Untersuchungen verweisen auf einen direkten Zusammenhang zwischen der Stiftlänge und der Retention des Stiftes [Cooney *et al.* 1986; Nergiz *et al.* 2002]. Man erhält mit Zunahme der Stiftlänge eine bessere Retention des Stiftes; dies ist jedoch mit einer erschwerten Revidierbarkeit verbunden [Peciulienė *et al.* 2005].

Andere Autoren sehen einen kürzeren Stift in Kombination mit adhäsiver Befestigung als Alternative zum konventionellen Zementieren [Nissan *et al.* 2001]. Die adhäsive Befestigung kann auch mit faserverstärkten Stiften vorgenommen werden.

Der Durchmesser des Wurzelkanalstiftes spielt hinsichtlich der Retention im Vergleich zur Stiftlänge eine eher untergeordnete Rolle [Standlee *et al.* 1978; Artopoulou *et al.* 2006]. Die Verwendung eines dickeren Stiftes führt nur geringfügig zur Erhöhung der Retention. Es kommt jedoch zu einem erhöhten Dentinabtrag bei der Präparation, was zu einer zusätzlichen Schwächung der Zahnwurzel führt [Johnson und Sakumura 1978; Musikant und Deutsch 2006]. Daher sollte die Stiftdicke so gewählt werden, dass das Dentin bei der Kavitätenpräparation geschont wird und das Risiko einer Wurzelperforation sowie eine Schwächung der Zahnwurzel vermindert wird [Standlee *et al.* 1980]. Einige Autoren kamen in ihrer Untersuchung zu dem Ergebnis, dass der Stiftdurchmesser ein Drittel des Wurzeldurchmessers an keiner Stelle überschreiten soll [Goodacre und Spolnik 1995].

2.4.1 Faserverstärkte Wurzelstifte

Das dentinähnliche Verhalten faserverstärkter Stifte führt zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Belastung [Barjau-Escribano *et al.* 2006] und soll damit die Gefahr von Wurzellängsfrakturen reduzieren [Asmussen *et al.* 1999; Mannocci *et al.* 1999; Boschian Pest *et al.* 2002].

1990 wurde erstmals ein Faserverbundwerkstoff für einen Stiftaufbau (Composipost) in der Literatur beschrieben [Duret *et al.* 1990]. Dieser Werkstoff

besteht aus 64 Vol% vorgestreckten, 8 µm feinen, schwarzen Karbonfasern, die in einem Epoxidharz parallel angeordnet sind. Die faserverstärkten Kompositstifte, weisen ein ähnliches E-Modul auf wie Dentin [Ottl *et al.* 2002], was sich ungünstig auf die Stiftstabilität auswirken kann [Sidoli *et al.* 1997], da es sich im Vergleich zu den metallischen oder keramischen Wurzelstiften um zwei zusammengesetzte Werkstoffe handelt.

Glasfaserstifte bestehen aus silanisierten Siliziumoxidfasern, die in eine Kompositmatrix eingebettet sind. Die Fasern können aus Gläsern verschiedener Güte sein, welches die Eigenschaften der Stifte beeinflussen kann [Janda 1990]. Die Stifte sind je nach Matrixfarbe transparent oder zahnfarben, was im Frontzahnggebiet ästhetische Vorteile bietet. Druck-, Biege-, Zug- und Scherfestigkeit der Stifte sind durch Faserqualität, Volumengehalt der Fasern am Stift und die Verbundeigenschaften zwischen Fasern und Matrix bedingt [Lassila *et al.* 2004]. Glasfaserstifte besitzen mit 20 - 40 GPa auch ein dentinähnliches (18 GPa) E-Modul [King und Setchell 1990; Goldberg und Burstone 1992; Galhano *et al.* 2005]. Es besteht eine Abhängigkeit der Beanspruchbarkeit bzw. Festigkeit bedingt durch Faserart, Kraftangriffswinkel und der Faserausrichtung [Dyer *et al.* 2004]. Bei einer Krafteinwirkung ist das Elastizitätsmodul, der in die Epoxidharzmatrix eingebetteten Fasern, der ausschlaggebende Faktor, da dieser niedriger ist als der vergleichbare Wert von Dentin [Schepperheyn 2002]. Die Werkstoffeigenschaften entsprechen denen der Karbonfaserstifte, sie sind aber spröder [Triolo *et al.* 1999].

Zähne mit einem inserierten Glasfaserstift inklusive Kompositaufbau und eine Zahn-Stumpfaufbau-Einheit ohne inserierten Stift zeigen ein ähnliches Elastizitätsverhalten. Eine Zahnwurzel mit metallischen oder keramischen Wurzelkanalstiften zeigt bei einer Krafteinwirkung am Übergang vom elastischen Dentin und steiferem Stift ein höheres Frakturrisiko [Heidemann 2004; Kivanc und Gorgul 2008]. Der steife Stift arbeitet gegen die natürliche Funktion des Zahnes und Spannungsspitzen in der Verbundzone von Stift und Befestigungsmaterial bzw. Befestigungsmaterial und Dentin treten auf [Lanza *et al.* 2005]. Studien konnten zeigen, dass faserverstärkten Kompositstifte den Stumpfaufbau besser stabilisieren [Dietschi *et al.* 2006] und es deutlich seltener zu nicht restaurierbaren Wurzelfrakturen kommt als bei metallischen oder keramischen Stiftaufbauten [Isidor *et al.* 1996; Sidoli *et al.* 1997; Dean *et al.*

1998; Mannocci *et al.* 1999; Maccari *et al.* 2007]. Faserverstärkte Stifte haben darüber hinaus den Vorteil, dass sie unter Umständen leichter und substanzschonender wieder entfernt werden können [Sirimai *et al.* 1999; Rosentritt *et al.* 2000; Gesi *et al.* 2003], wodurch eine Zweitversorgung des gleichen Stiftdurchmessers möglich ist [de Rijk 2000]. Dabei erlaubt die konische Stiffform eine apikal schonende Präparation, weil der Stift in seinem Design den anatomischen Verlauf der Zahnwurzel nachempfunden ist [Ferrari und Scotti 2002].

2.5 Thermozyklische Wechselbelastung

In der Mundhöhle sind die unterschiedlichen Materialien, wie Wurzelstift, Befestigungskomposit und Aufbaumaterial über eine längere Zeit unterschiedlichen Reizen, wie Temperaturschwankungen und verschiedenen mechanischen Belastungen ausgesetzt.

Eine Untersuchung stellte fest, dass die Mundhöhlentemperatur bei ca. 35,2 °C, mit einer Schwankung von 2,1 °C, liegt [Spierings *et al.* 1987]. Dessen ungeachtet konnten, je nachdem ob palatinal an den Schneidezähnen oder am mesiopalatinalen Höcker des erster Molaren gemessen wurde, mittlere Unterschiede von ca. 4,5 °C festgestellt werden [Palmer *et al.* 1992]. Dazu kommt, dass die Temperaturgrenzen der menschlichen Nahrung sich mit fortschreitender Zivilisation immer mehr nach oben und unten ausgedehnt haben. Versuchsreihen weisen darauf hin, dass gemessene mittlere Temperaturschwankungen von bis zu 50 °C, manchmal sogar bis etwa 55 °C, möglich sind [Pfeiffer und Marx 1989]. Die Abschwächung durch die Zahnhartsubstanz gilt es zu berücksichtigen, wenn man die einwirkende Temperatur im Wurzelkanal betrachtet. In erster Linie spielt für die Temperaturweiterleitung die Dicke der Zahnhartsubstanz eine Rolle [Kodonas *et al.* 2009]. Bei Zahnpräparationen entstehen größere Temperaturunterschiede als bei Aufnahme von Speisen. Eine Untersuchung an Rinderzähnen zeigte, dass die Anwendung eines Hochgeschwindigkeitsbohrers an der Oberfläche der Testzähne im Wurzelkanal eine Erhöhung um mehr als 5,5 °C verursachte, wenn auf eine Wasserkühlung verzichtet wurde, während eine Anwendung von Ultraschallansätzen unter dieser Grenze blieb [Mollica *et al.* 2008].

Die auftretenden Temperaturschwankungen in der Mundhöhle können durch eine thermozyklische Wechselbelastung imitiert werden. Sie spielen aber eine untergeordnete Rolle, da die Temperatur im Wurzelkanal trotz stark wechselnder Außentemperaturen relativ konstant ist. Wesentlich bedeutender ist die mechanische Belastung durch einen Temperaturwechsel; dies führt zu einer Spaltvergrößerung an den Verbundflächen. Dies begründet sich durch die unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten der beteiligten Komponenten [Stettmaier *et al.* 1978; Kullmann und Pötters 1984; Bullard *et al.* 1988]. Dieser Temperaturlastwechsel ruft zudem ein unterschiedliches Rückstellverhalten hervor. Die Wiederholung dieses Vorgangs soll eine längere bzw. eine Dauerbelastung simulieren und eine künstliche Alterung hervorrufen. Außerdem bedingen wechselnden Spaltgrößen ein wechselndes Spaltvolumen, welche die Perkolation fördern [Gale und Darvell 1999].

Eine Studie simulierte einen Tag mit drei Mahlzeiten, in dem drei kurze Perioden mit je 10 Zyklen durchgeführt wurden [Kim *et al.* 1992]. 20 bis 50 Zyklen sollen daher einem Tag entsprechen [Lloyd *et al.* 1978]. Schätzwerte, wie oft dieser Temperaturwechsel während einer klinischen Lebensdauer eines eingegliederten Zahnersatzes von ca. 10 bis 15 Jahren auftreten, liegen bei 5.000 bis 50.000 Zyklen [Coca und Schwickerath 1987].

2.6 Prüfmethoden

Bei der Untersuchung der Haftung von adhäsiven Zementen zum Wurzelkanaldentin unterscheidet man bei den mechanischen Belastungstests je nach Art und Richtung des Kraftangriffes zwischen Zug- und Druckbeanspruchung. Die Festigkeit bezeichnet den inneren Widerstand, den ein Werkstoff einer Belastung entgegensetzt. Während der Belastung besitzt der Werkstoff ein Formveränderungsvermögen. Ist dieses Vermögen erschöpft, kommt es zum Bruch [Riehle und Simmchen 1997].

Der Haftverbund am Wurzelkanaldentin kann durch Zugversuche, Ausstoßversuche oder Mikrozugfestigkeitsversuche gemessen werden [Boschian Pest *et al.* 2002; Goracci *et al.* 2004; Wrbas *et al.* 2007]. Bei axialen Zugversuchen wird am Prüfkörper eine Haltevorrichtung, z. B. mit einer mechanischen Klemme oder durch Aufkleben auf eine Halterung, angebracht.

An dieser Haltevorrichtung wird die Probe mit konstanter Geschwindigkeit auf Zug belastet. Eine Messdose zeichnet den Kraft-Verschiebungs-Verlauf auf, um die Bruchlast zu bestimmen. Da bei axialen Zugversuchen meist der ganze Zahn einer Belastung ausgesetzt ist, ist ein differenziertes Betrachten in den verschiedenen Regionen desselben Zahnes schwer möglich. Eine Sonderform der Zugversuche stellen die Mikrozugfestigkeitsversuche dar. Dabei werden aus einem Zahn kleine Scheiben gewonnen, die gleich getrimmt werden können. Die Zugkraft setzt ausschließlich an der für den Haftverbund zu testenden Verbundfläche an [Pashley *et al.* 1999].

2.6.1 Push-out Test

Mandell stellte zuerst den anfänglich für die Untersuchung der Haftfestigkeit zwischen Faser und Matrix bei Faserverbundwerkstoffen „Push-out“ Test (auch „Microdebonding-Test“ genannt) vor. Dieser wurde später auch auf andere Faserverbundwerkstoffe übertragen [Mandell *et al.* 1980].

Das Prinzip des Ausstoßverfahrens basiert auf einer Krafteinwirkung des Glasfaserstiftes in axialer Richtung. Hierbei kommt es zu einer Scherbelastung an der Grenzfläche zwischen Dentin und Befestigungskomposit sowie zwischen Stift und Befestigungskomposit [Van Meerbeek *et al.* 2003], bis es zum Retentionsverlust kommt. Der Durchmesser des Prüfstempels muss kleiner als der der Probe sein [Kalinka *et al.* 1997]. Es entsteht eine komplexe Spannungsverteilung sowohl im Stift, als auch in der stiftnahen Umgebung, da zusätzlich noch Reib- und Scherkräfte wirken [Van Meerbeek *et al.* 2003; Goracci *et al.* 2005].

Grafisch zeigen sich bei Ermittlung der maximalen Haftkraft zum Wurzelkanaldentin drei Phasen. Mit Beginn des Kontaktes von Stahlstempel und Probe erfolgt ein linearer Anstieg der Push-out-Kurve (Phase I), weil der Verbund noch intakt ist. In der Phase II beginnt der progressive Ablösungsprozess des Verbundes im Sinne einer Ermüdung, bei dem die Kurve kurz abfällt und dann nicht linear und flacher als zuvor ansteigt. Die auftretende Reibspannung bewirkt, trotz beginnenden Retentionsverlustes, einen erneuten Anstieg bis zur maximal ermittelten Scherspannung zwischen Stift und Dentin.

In Phase III fällt die Kurve als Ausdruck des kompletten Retentionsverlustes sofort stark ab (Abb. 2) [Bechels und Sottos 1998].

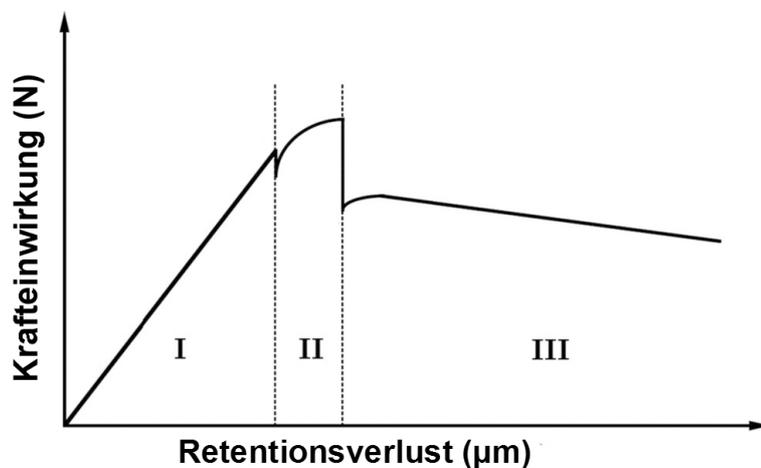


Abb. 2: Typischer Verlauf der Haftkraft von Faserstiften im Wurzelkanal bei einer Krafteinwirkung durch Mikroausstoßversuche; modifiziert nach [Bechels und Sottos 1998]

Der Aspekt der Friktion beim Ausstoßverfahren scheint den Haftverbund zu den Glasfaserstiften zu beeinflussen. Untersuchungen zeigten, dass die an der Grenzfläche auftretende Reibungsspannung einen messbaren Beitrag zum Haftverbund des Adhäsivsystems liefert [Chandra und Ghonem 2001; Lin *et al.* 2001]. Dabei kann bei der Druckbelastung die Reibungsspannung den reinen Haftverbund sogar übertreffen, was irrtümlich höhere Ergebnisse liefern würde [Goracci *et al.* 2005]. Wenn die Probendicke zu groß gewählt oder der ganze Stift ausgestoßen wurde, konnte an der Grenzfläche des Verbundes eine ungleichmäßigen Spannungsverteilung beobachtet werden [Gallo *et al.* 2002]. Eine weitere Schwierigkeit ergibt sich aus der manuellen Positionierung der Proben und der Kontrolle eines zentralen Auftreffens des Stempels bei Belastung. Dieser Aspekt ist für die Kraftverteilung und die auftretende Reibspannung ausschlaggebend [Drummond *et al.* 1996].

3. Ziel der Arbeit und Nullhypothese

Das Ziel war, den Einfluss des Befestigungsmaterials auf die Haftung von Glasfaserstiften im Wurzelkanal zu untersuchen. Dabei wurden sechs verschiedene Befestigungskomposite ausgewählt, die sich durch verschiedene Haftmechanismen unterscheiden. Selbstkonditionierende Systeme wurden Systemen mit erforderlicher Säureätztechnik gegenübergestellt. Darüber hinaus wurde ein selbstadhäsives Befestigungskomposit verarbeitet. Die Haftkraft im Wurzelkanal wurde unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Regionen gemessen. Die Haftkraft wurde initial und nach thermischer Belastung untersucht und anschließend unter einem Stereomikroskop ausgewertet.

Folgende Nullhypothese sollte untersucht werden:

1. Die Haftung am Wurzelkanalentin wird von der Art des Befestigungsmaterials, von der Lokalisation im Wurzelkanal und der thermozyklischen Wechselbelastung nicht beeinflusst.

Daraus ergab sich die anschließende Alternativhypothese:

2. Die Haftung der Befestigungskomposte am Wurzelkanalentin hängt vom Material ab. Gleichzeitig sind Unterschiede der Haftkraft in den unterschiedlichen Regionen zu erwarten. Ferner war anzunehmen, dass sich die Haftkraft durch die thermozyklische Belastung im Vergleich zur initialen Haftkraftmessung unterscheidet.

4 Material und Methode

4.1 Materialien

4.1.1 FRC Postec-Wurzelstifte

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendeten zylindrokonischen FRC Postec Wurzelstifte (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) setzen sich aus Glasfasern und einer Polymermatrix aus Urethandimethacrylaten und Triethylenglykoldimethacrylat zusammen (Abb. 3).

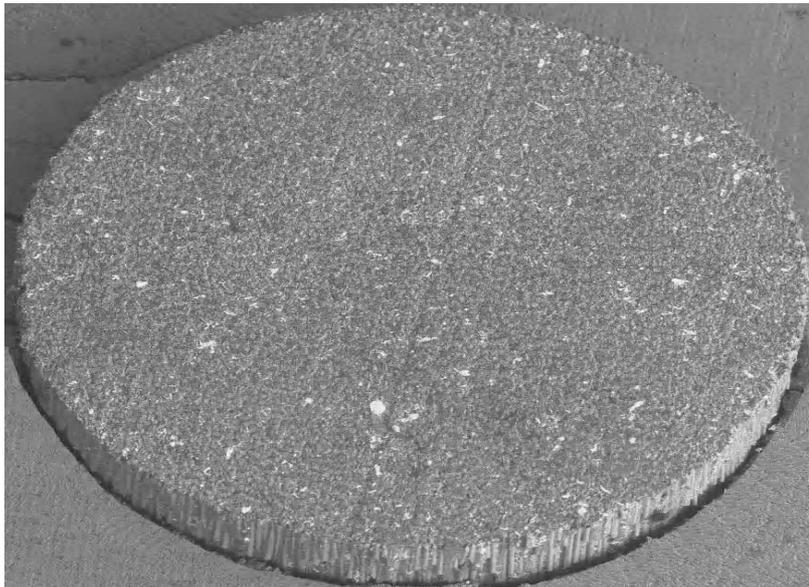


Abb. 3: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung eines FRC Postec Glasfaserstiftes, bei dem die Glasfasern in die Matrix eingebettet sind.

Die genaue Zusammensetzung und Massenverteilung sind in der Tabelle II aufgeführt. Der FRC Postec Stift wird in den Größen 1 und 3 angeboten. Zur Anwendung kamen in der vorliegenden Untersuchung die Stifte der Größe 3 mit einer Gesamtlänge von 18,0 mm. Der Schaft hat einen Durchmesser von 2 mm und verläuft zunächst parallelwandig. Der apikale, konische Anteil hat eine Länge von 10,8 mm und einen Konuswinkel von 5,3°. Für die Präparation der Stiftbohrung wurden Kalibrierbohrer kongruenter Größe aus rostfreiem Stahl verwendet.

Tab. II: Technische Daten des FRC-Postec Stiftes (aus „FRC Postec – Wissenschaftliche Dokumentation“, Ivoclar Vivadent)

Bestandteile	Gew. %
Triethylenglycoldimethacrylat	7,6 Gew.-%
Urethandimethacrylat	18,3 Gew.-%
Hochdisperses Siliziumdioxid	0,9 Gew.-%
Ytterbiumfluorid	11,4 Gew.-%
Katalysatoren und Stabilisatoren	< 0,3 Gew.-%
Glasfasern	61,5 Gew.-%

4.1.2 Befestigungsmaterialien

In dieser Studie wurden sechs unterschiedliche Befestigungskomposite verwendet. Sie unterschieden sich voneinander in ihrer Zusammensetzung, ihren Konditionierungseigenschaften und in ihrem Aushärtungsmodus (Tab. III). Panavia F 2.0 (Kuraray, Okayama, Japan), bestehend aus den Pasten A und B, ist ein Fluorid freisetzender dual aushärtender universeller Befestigungskomposit. Der dazugehörige ED Primer ist ein selbstätzendes Dentinhaftvermittlersystem, bestehend aus einer Flüssigkeit A und B mit einem funktionellem Monomer 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat (MDP). Strukturell besteht das MDP aus einer hydrophilen Phosphatgruppe zur Demineralisierung und Bindung an Kalziumionen und Aminogruppen der Zahnhartsubstanz, aus einer hydrophilen Alkylgruppe für das Gleichgewicht zwischen Hydrophilie und Hydrophobie, und einer Doppelbindung, wie sie für eine Polymerisationsreaktion notwendig ist.

Multilink (Ivoclar Vivadent) ist ein selbsthärtendes Befestigungskomposit mit optionaler Lichthärtung. Es wird zusammen mit dem selbstätzenden Adhäsivsystem Multilink Primer angewendet, das in 2 Flaschen mit den sauren Monomeren und der Initiatorlösung angeboten wird.

Variolink II (Ivoclar Vivadent) ist ein röntgenopakes, dualhärtendes Komposit, welches zu Beginn der Polymerisation eine Inhibierungsphase aufweist, die unter Einwirkung einer Polymerisationslampe stark verkürzt wird.

Tab. III: Übersicht der verwendeten Befestigungskomposite

Komposit	Zusammensetzung	Aushärtungs- weise	Haftvermittler	Zusammensetzung	Hersteller	Adhäsivsystem	Lösungs- mittel
Panavia F	Silanisiertes α -Quartzpulver, silanisierendes Bariumglaspulver, Natriumfluorid, Bis-GMA, TEGDMA, Benzoylperoxid, Triethanolamin	dualhärtend	Ed Primer	MDP, HEMA, N-methacryloxy-5-aminosalicylsäure, N,N'-Diethanol-p-toluidin, Wasser	Kuraray, Okayama, Japan	Selbstätzender Primer	Wasser
Multilink	Dimethacrylat, HEMA, Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Siliziumdioxidfüller	chemisch härtend	Multilink Primer A & B	Wasser, Initiatoren, Phosphonsäureacrylat, HEMA, Methacrylat, mod. Polyacrylsäure	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Selbstätzender Primer	Wasser
Variolink II	Silanisiertes Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Triethylenglycoldimethacrylat, silanisierendes Mischoxid, Barium-Aluminium-Fluoro-Silikatglas	dualhärtend	Excite DSC	HEMA, Dimethacrylat, Phosphonsäureacrylat, hochdisperses Siliciumdioxid, Ethanol	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Dualhärtendes Einkomponenten-adhäsiv	Ethanol
PermaFlo DC	Bis-GMA, Benzoylperoxid, tertiäre Amine	dualhärtend	PermaFlo DC Primer A & B	keine Angabe	Ultradent Products, Salt Lake City, USA	Mehrstufiges Adhäsiv	Ethanol, Aceton
RelyX Unicem	Silanisiertes Glaspulver, silanisierte Kieselsäure, methacrylierter Phosphorsäureester, Dimethacrylat, Acetat, substituiertes Pyridimidin, Calciumhydroxid	dualhärtend			3M ESPE, Seefeld, Deutschland	selbstadhäsiv	
Clearfil Core	Silanisiertes Silikatpulver, silanisierendes Glaspulver, TEGDMA, Bis-GMA, N,N'-diethanol-p-toluidin, kolloidales Silikat, Benzoylperoxid	chemisch härtend	New Bond	N,N'-diethanol-p-toluidin, Natriumbenzolsulfonat, Ethylalkohol, Bis-GMA, MDP, HEMA, Dimethacrylate, Benzoylperoxid	Kuraray, Okayama, Japan	Chemisch härtendes Zweikomponenten-adhäsiv	Ethanol

Die Konditionierung mit Phosphorsäure (37 %) ist erforderlich, bevor Excite DSC, ein dualhärtendes Einkomponentenadhäsiv, zur Anwendung kommt. Excite DSC wird in „Single-Dose-Behältern“ mit einer Applikationsbrush, die mit den notwendigen Initiatoren beschichtet ist, angeboten.

RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) ist ein dualhärtendes, selbstadhäsives universales Befestigungskomposit, bei dem auf das Bonding und die Konditionierung der Zahnhartsubstanz verzichtet werden.

PermaFlo DC (Ultradent Products, Salt Lake City, USA) ist ein dualhärtendes Befestigungskomposit aus einem Automixsystem und besitzt mit den Primern A und B ein Zwei-Schritt-Adhäsiv. Eine Vorbehandlung mit einer Phosphorsäure (37 %) ist notwendig. Danach erfolgt eine Applikation mit dem Primer A für 10 s. Anschließend muss der Primer B für die gleiche Einwirkdauer aufgetragen werden.

Clearfil Core (Kuraray) ist ein chemisch härtendes Komposit. Das Dentin wird nach einer 37 %-igen Phosphorsäurekonditionierung mit Clearfil New Bond, einem Zweikomponentenadhäsiv, behandelt, welches laut Herstellerangaben erst polymerisiert, wenn es mit dem Kompositmaterial in Kontakt tritt. Das Phosphatmonomer des Adhäsivs soll mit der organischen Matrix des Dentins eine chemische Verbindung eingehen. Das Kompositmaterial verfügt über eine hohe Druckfestigkeit und eignet sich deshalb für den sofortigen Stumpfaufbau. Die Materialhärte ist laut Herstellerangaben mit der von Dentin vergleichbar.

4.1.3 Hilfsmaterialien und -mittel

4.1.3.1 MultiCore HB

MultiCore HB Stumpfaufbaumaterial (Ivoclar-Vivadent) ist ein dualhärtendes, fluoridhaltiges Komposit. Nach Anwendung des selbstätzenden Adhäsivs AdheSE, ist MultiCore HB für den in freier Hand modellierten Stiftstumpfaufbau indiziert. Das Aufbaumaterial härtet rein chemisch aus, die Lichthärtung ist laut Herstellerangaben optional.

4.1.3.2 Technovit 4071

Für die Einbettung der Proben wurde Technovit 4071 (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) verwendet. Es handelt sich um ein schnellhärtenden, kaltpolymerisierenden Laborkunststoff auf Basis von Methylmethacrylat in Form

von Pulver und Flüssigkeit. Er besitzt eine geringe Polymerisationswärme und wurde speziell für Einbettung in der Materialprüfung entwickelt.

4.1.3.3 Thymol

Die 0,1 %-ige Thymollösung diente zur Aufbewahrung der extrahierten Zähne bis zum Versuchsbeginn.

4.1.3.4 Physiologische Kochsalzlösung

Die 0,9 %-ige Kochsalzlösung (NaCl 0.9%-ige Spüllösung, steril, Delta Select GmbH, Pfullingen, Deutschland) diente zur Aufbewahrung der Zähne während der Vorbehandlung.

4.1.3.5 Natriumhypochloritlösung

Die 1 %-ige Natriumhypochloritlösung (NaOCl) (Hedinger, Heiligenwiesen Stuttgart) diente als Wurzelkanalspülmittel zur Reinigung des Wurzelkanals.

4.1.3.6 Astralis 10 Ivoclar Vivadent

Die Hochleistungs-Halogenlampe mit einer Lichtleistung bis zu 1200 mW/cm² wird zum Aushärten der Befestigungskomposite verwendet. Der Wellenlängenbereich liegt bei 400 - 510 nm.

4.2 Methode

4.2.1 Vorbereitung der Zähne

Für die Versuche wurden 144 humane Eckzähne verwendet, die vorrangig aus parodontalen Gründen extrahiert wurden. Zähne mit kariösen Läsionen, Rissen, keilförmigen Defekten oder Resorptionen wurden ausgeschlossen.

Nach Reinigung der Zahn- und Wurzeloberfläche mit einem Airscaler SONICflex 2003 (KaVo Dental, Biberach, Deutschland) wurden die Zähne in 0,1 %-iger Thymollösung gelagert. Zur Vorbereitung der Stiftinsertion wurden die Wurzeln der Zähne mit einer diamantierten Trennscheibe, unter ausreichender Wasserkühlung, an der Schmelz-Zement-Grenze von der Krone abgetrennt. Die Kronen wurden verworfen. Die Wurzeln wurden anschließend vermessen. Es wurden nur Zähne verwendet, die nach Abtrennung der Krone eine Länge zwischen 18 mm und 21 mm aufwiesen.

Die 144 Eckzahnwurzeln wurden initial mit einem Reamer der ISO-Grösse 15 auf Gängigkeit überprüft, das koronale und das mittlere Wurzeldrittel wurden mit Gates-Glidden-Bohrern (VDW, München, Deutschland) der Größe 1 - 4 erweitert und maschinell mit dem FlexMasterSystem (VDW) und dem Motor Endo IT professional (VDW) mit der Crown-Down-Technik bis 1 mm vor dem Apex aufbereitet. Zwischen den Instrumentenwechseln wurde jeweils mit 1 ml 1 %-igem Natriumhypochlorit (NaOCl) (Hedinger) gespült. Als Abschlussspülung wurden 2 ml der gleichen Lösung verwendet. Die apikale Grösse nach Aufbereitung hatte eine Konizität von 02 ISO 50.

Während des gesamten Aufbereitungsverfahrens wurden die Zähne immer wieder mit 0,9 %-iger Natriumchloridlösung befeuchtet, um eine Austrocknung und Rissbildung zu verhindern. Die Wurzelkanäle wurden vorsichtig mit Papierspitzen der ISO-Grösse 50 (VDW) getrocknet und mit der Technik der lateralen Kondensation abgefüllt. Die Grösse der Masterpoints (VDW) betrug ISO-Grösse 50. Guttaperchaspitzen (VDW) der Grösse 20 und 25 wurden als akzessorische Stifte verwendet. AH-Plus (De Trey Dentsply, Konstanz, Deutschland) diente als Sealer. Der koronale Guttaperchaüberschuß wurde mit einem erhitzten Löfflexkavator entfernt. Die Zugangskavität wurde mit Cavit

(3M Espe) verschlossen. Eine Lagerung für 24 Stunden bei 37 °C in 100 % Luftfeuchtigkeit erfolgte in einem Brutschrank (Venticell)(Abb. 4).

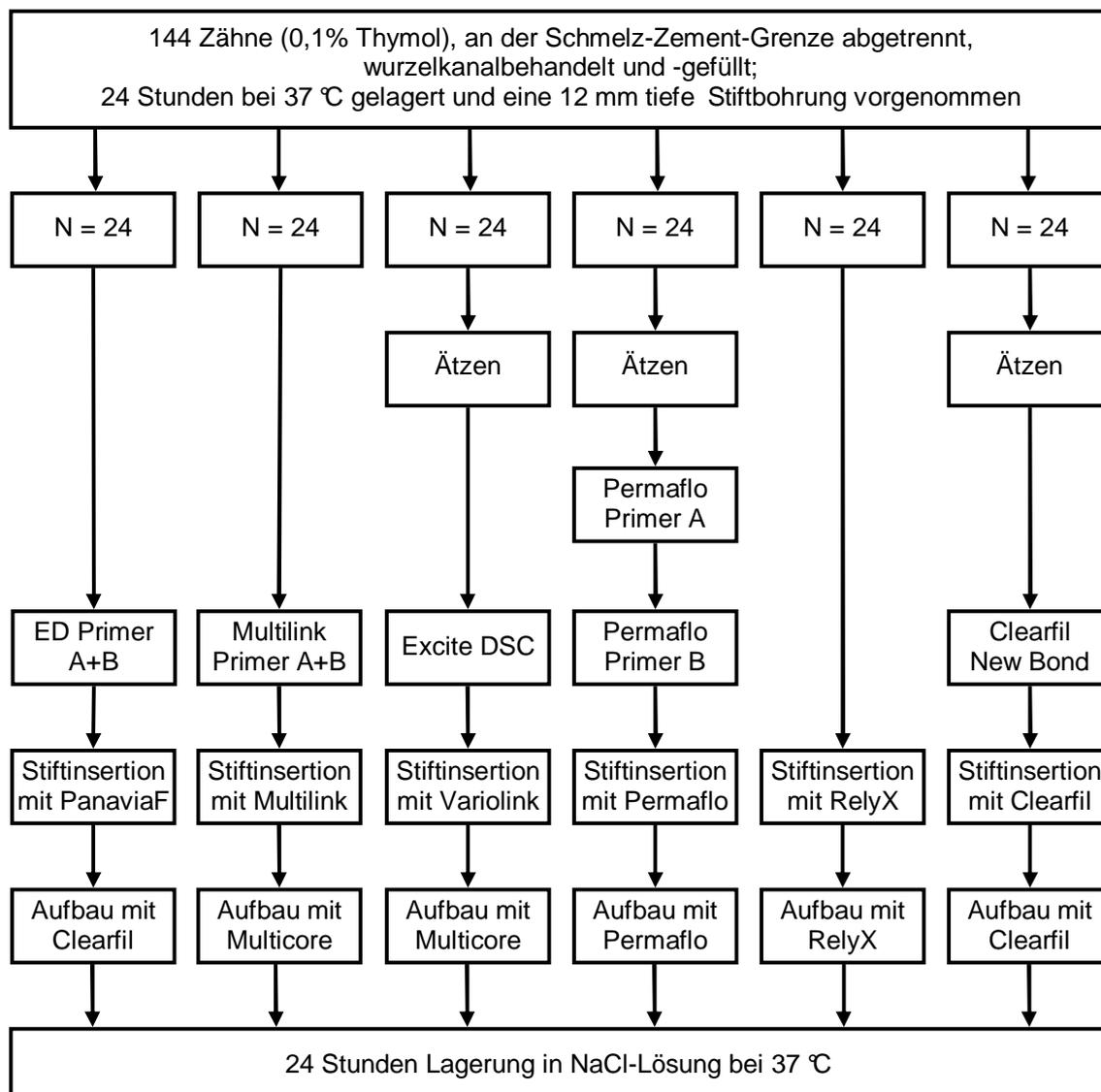


Abb. 4: Versuchsabfolge von Vorbereitung der Zähne bis zur Stiftinsertion.

4.2.2 Stiftinsertion

Die vorbehandelten Wurzeln wurden in 6 Gruppen mit jeweils 24 Zähnen aufgeteilt. Die Wurzelkanäle wurden mit einem langsam rotierenden Vorbohrer des verwendeten Stiftsystems (FRC Postec Reamer, Größe 3, #572800AN; Ivoclar Vivadent) ausgeschachtet (Abb. 5). Alle Wurzeln wurden von derselben Person in einem standardisierten Verfahren aufbereitet. Durch die Bohrtiefe von 12 mm bei allen Zahnwurzeln sollte ein konstanter Durchmesser der Stiftkavitäten erreicht werden. Bei den verwendeten Wurzellängen von

mindestens 18 mm verblieben auf diese Weise mindestens 5 - 8 mm der Wurzelfüllung im apikalen Bereich. Abschließend erfolgte eine Spülung mit 2 ml 0,9 %-iger Natriumchloridlösung (Delta Select) zur Säuberung des Bohrschachtes. FRC Postec Stifte der Größe 3 (Ivoclar Vivadent) wurden eingepasst, um die Insertionstiefe zu überprüfen und mit Isopropylalkohol gesäubert. Alle Befestigungskomposite wurden im Kühlschrank bei 4 °C gelagert und unmittelbar vor der Anwendung entnommen.

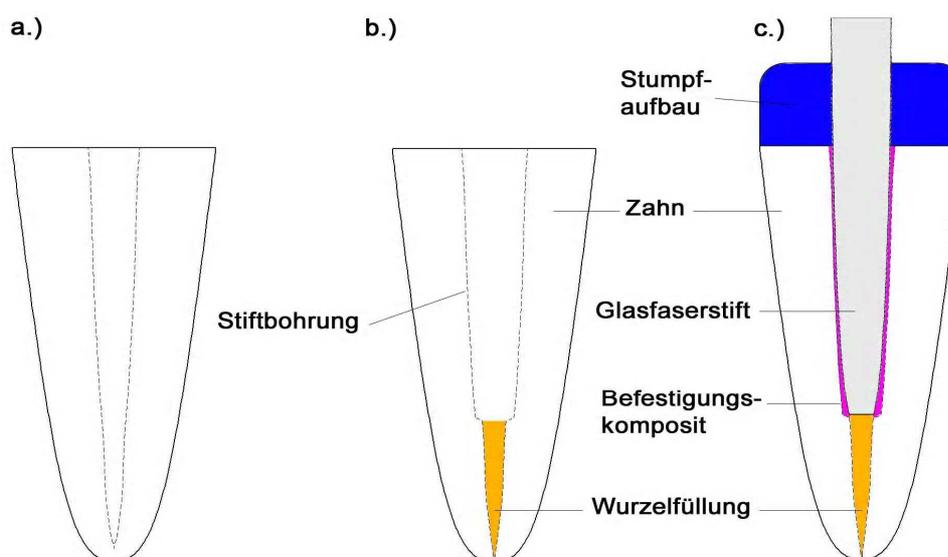


Abb. 5: Schematischer Vorgang der Stiftinsertion: Der Zahn wurde an der Schmelz-Zement-Grenze dekapitiert (a). Nach der Wurzelkanalfüllung erfolgte die Stiftbohrung (b). Mit einem Befestigungskomposit wurde der Glasfaserstift eingeklebt, der den Stumpfaufbau nicht wie normalerweise üblich überragte (c). Dies diente später der Führung beim Einbettvorgang, der genau senkrecht zur Zahnachse erfolgen soll.

Bei den untersuchten Befestigungskompositen mit erforderlicher Vorbehandlung des Dentins mit Phosphorsäure (37 %) (Total Etch; Ivoclar/Vivadent), erfolgte die Applikation der Säure mit einer speziellen, flexiblen Endkanüle (Ultradent). Diese Maßnahme sollte eine gleichmäßige Säureschicht an der Kanalwand gewährleisten. Nach 15 s Einwirkzeit wurde die Säure mittels Wasser durch eine Endkanüle 15 s abgesprüht und der Kanal anschließend soweit getrocknet, dass eine leicht feuchte Dentineoberfläche resultierte. Mikrobürstchen (Microbrush International, Garfion, WI, USA) wurden verwendet, um das Adhäsivsystem in die Kanalwand einzumassieren. Der

überschüssige Haftvermittler wurde mit einer Papierspitze aufgesogen. Zur gleichen Zeit wurden die mit Isopropylalkohol gereinigten Glasfaserstifte ebenfalls mit Dentinhaftvermittler bestrichen, um die Oberfläche zu benetzen. Dieser wurde nach der Einwirkzeit leicht verblasen. Nach der vorgeschriebenen Einwirkzeit wurde das entsprechende Befestigungskomposit sowohl auf die Oberfläche der Wurzelstifte als auch in den Kanaleingang mit einem Kunststoffspatel eingebracht. Die FRC Stifte wurden mit einer leicht pumpenden Rotationsbewegung in den Wurzelkanal eingeführt. Das herausquellende Befestigungskomposit wurde mit einem Pinsel entfernt. Bei Verwendung der dualhärtenden Systeme wurden die Testobjekte entsprechend der Herstellerempfehlung lichtgehärtet (Astralis 10, Ivoclar/Vivadent).

Die Stifte wurden mit den sechs Befestigungskompositen und den entsprechenden Adhäsivsystemen nach Herstellerangaben 12 mm tief inseriert. Ein 3 mm hoher Kronenaufbau wurde formlos mit den entsprechenden Materialien modelliert (Abb. 4c), so dass ein ca. 3 mm langes Stück des Stiftes den Aufbau überragte. Diese unübliche Maßnahme soll später ein Einbetten senkrecht zur Zahnachse ermöglichen. Die Proben wurden für 24 Stunden in Kochsalzlösung bei 37 °C gelagert.

4.2.3 Einbetten der Zahnwurzeln

Nach Lagerung wurden die Zahnwurzeln in einen Kunstharz (Technovit 4701; Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) entsprechend der Zahnachse eingebettet. Hierzu wurden kubische Hartplastikformen (Technische Abteilung, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Deutschland) mit zentraler zylindrischer Fräsung von 25 mm Tiefe und 10 mm Durchmesser verwendet. Um die Glasfaserstifte senkrecht zum Boden der Form einzubetten, wurden Plexiglasplatten (Technische Abteilung, Charité) mit einer Dicke von 3 mm und einer ebenfalls zentralen Führungsbohrung von 3 mm und 2 mm Durchmesser verwendet. Die Stifte wurden mit dem Schaft 3 mm in das Loch der Plexiglasplatte geschoben, so dass es zu einem glatten Abschluss von Platte und Stift kam. (Abb. 6a). Da bei aufgesetzter Platte die Ränder der Plexiglasplatte genau mit dem Rand der Form abschließen, kommt das Loch der Plexiglasplatte über der Mitte der Form zum Liegen (Abb. 6b). Beim

Aufsetzen der Plexiglasplatte auf das Plateau der Form wurde die Wurzel automatisch zentral in der Form platziert. Für den Einbettvorgang wurde Technovit im Verhältnis 2:1 (Pulver:Flüssigkeit) angemischt und in die Hartplastikform gegossen, so dass bei aufgesetzter Plexiglasplatte mit fixierter Zahnwurzel diese bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in einem Kunstharz eingebettet wurde (Abb. 6c).

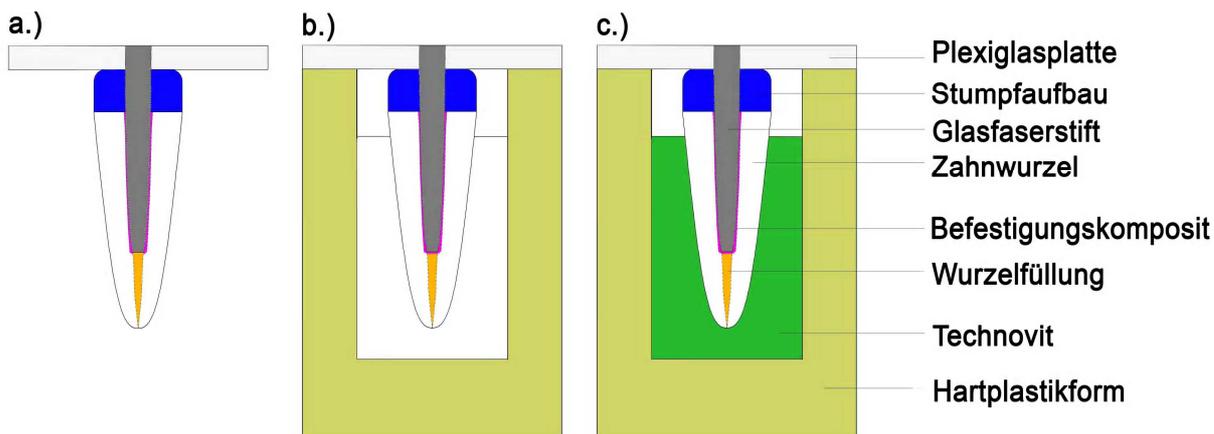


Abb. 6: a.) Der Glasfaserstift überragte den Stumpfaufbau und steckte in der zentral gelegenen Öffnung der Glasplatte, so dass die Glasplatte genau senkrecht zur Zahnachse steht. b.) Überprüfen der Lagestabilität der vorbereiteten Wurzel in der Hartplastikform. c.) Schematische Querschnittsdarstellung im frisch eingebetteten Zustand.

Nach Aushärtung wurden die Wurzeln aus der Hartplastikform entnommen und wieder in Natriumchloridlösung gelagert. Aus jeder Gruppe wurden 12 Zähne einem thermozyklischen Wechselbad zugeführt, während die andere Hälfte nach 24-stündiger Lagerung gesägt und ausgestoßen wurde (Abb. 7).

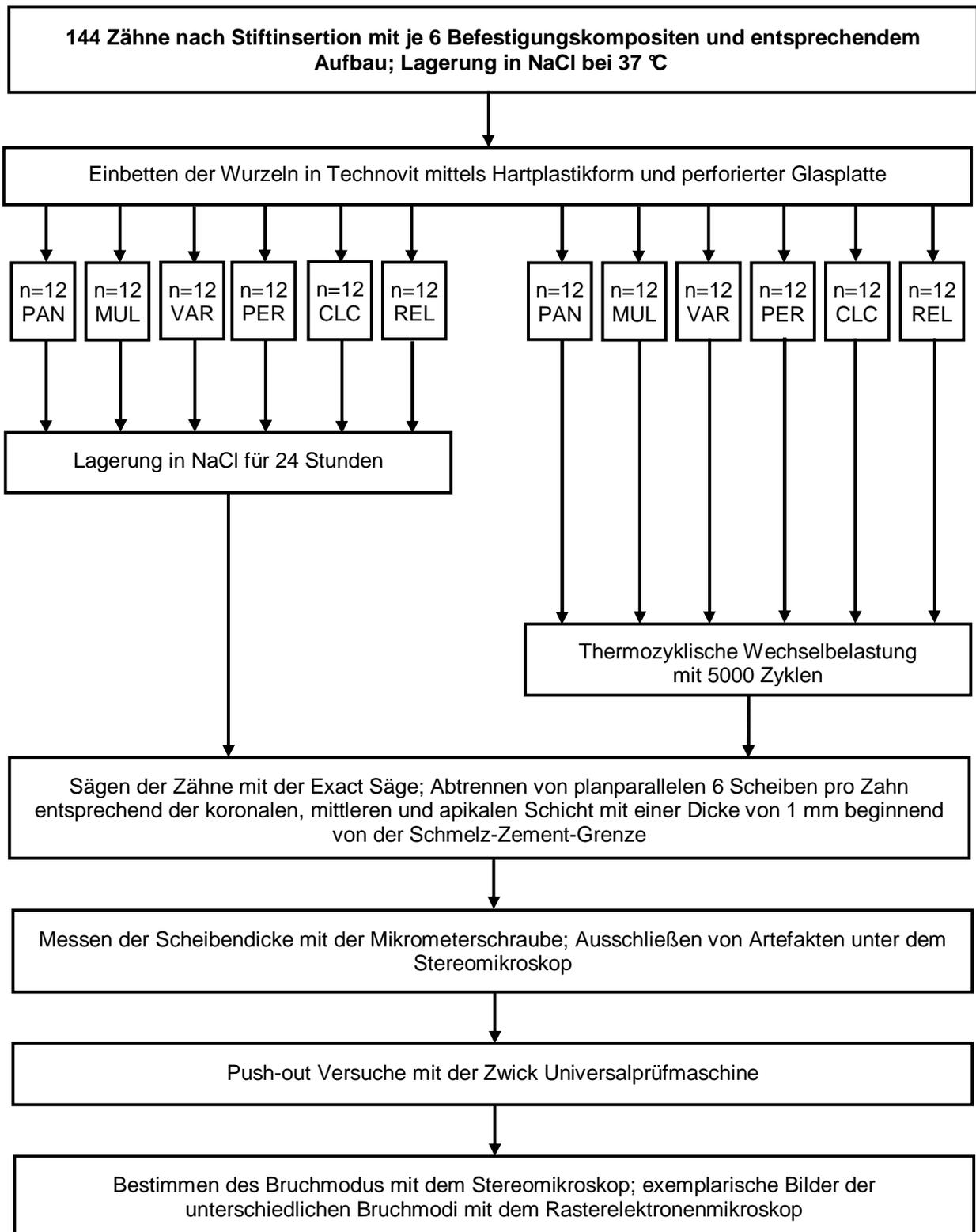


Abb. 7: Flussdiagramm der Probenherstellung der Zähne, beginnend vom Einbettvorgang für jedes Befestigungskomposit (Pan = Panavia, Mul = Multilink, Var = Variolink, Per = Permaflo, Clc = Clearfil und Rel = RelyX) über die Ausstoßversuche bis zur rasterelektronenmikroskopischen Begutachtung.

4.2.4 Thermozyklische Wechselbelastung

Die Zähne wurden für 5000 Zyklen einer Temperaturwechselbelastung (Abb. 8) unterzogen. Ein Compact-Kältethermostat (LAUDA, Lauda-Königshofen, Deutschland) sorgte im Kältebad für 5 °C ($\pm 0,1$ °C). Das Einhängethermostat A 100 (LAUDA) sollte eine Temperatur des Wärmebades bei konstanten 55 °C ($\pm 0,1$ °C) gewährleisten. Je Zyklus betrug die Eintauchzeit 30 s pro Bad; die Transferzeit zwischen den Bädern betrug 15 s, so dass ein Zyklus 1:15 min dauerte.



Abb. 8: Abbildung der Apparatur für die thermische Wechselbelastung. Der Schwenkarm positioniert die Zähne gerade im 5°C kalten Wasser.

4.2.5 Sägen der Zahnwurzeln

Die eingebetteten Zähne wurden mit der apikalen Basis senkrecht auf einem Plexiglasobjektträger (Psi, Laudenbach, Deutschland) mit handelsüblichem Sekundenkleber aufgeklebt. An einer Trägerplatte fixiert und mit angeschlossener Vakuumpumpe der Präzisionsparallelführung 300 CP (Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland) angesaugt, wurden die Zähne mit der Exaktsäge (Exakt Apparatebau) (Abb. 9) bearbeitet, so dass das Trennband der Säge rechtwinklig zur Längsachse der Wurzel justiert werden konnte.



Abb.9: Exaktsäge mit Trennschleifsystem, Parallelführung und Vakuumpumpe zur feineingestellten Fixierung der eingebetteten Zähne auf dem Objektträger zur Probengewinnung.

Mit einer am Schlitten des Schleifsystems befindlichen Mikrometerschraube wurde die eingebettete Zahnwurzel (Abb. 10a) ausgerichtet und die Schnittstärke eingestellt. Dies ermöglichte das Abtrennen von planparallelen 1mm dicken Scheiben, beginnend 2 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze. Es wurde unter permanenter Wasserkühlung gesägt. Die Sägeblattdicke betrug 0,1 mm. Der tatsächliche Schneidverlust lag bei 0,3 mm. Dies wurde bei den späteren Berechnungen berücksichtigt. Die ersten zwei Scheiben repräsentieren die koronale, die nächsten zwei die mittlere und die letzten zwei die apikale Region des Wurzelkanals (Abb. 10b). Die gesägten Scheiben wurden mit einem Stereomikroskop (DV 4; Zeiss, Jena, Deutschland) auf eventuell durch das Sägen hervorgerufene Artefakte untersucht. Diese konnten in allen Fällen ausgeschlossen werden. Ferner wurde die Dicke der Proben mit einer Mikrometerschraube (Mitutoyo Messgeräte, Neuss, Deutschland) überprüft, um etwaige Ungenauigkeiten der Säge bei der späteren Berechnung zu berücksichtigen.

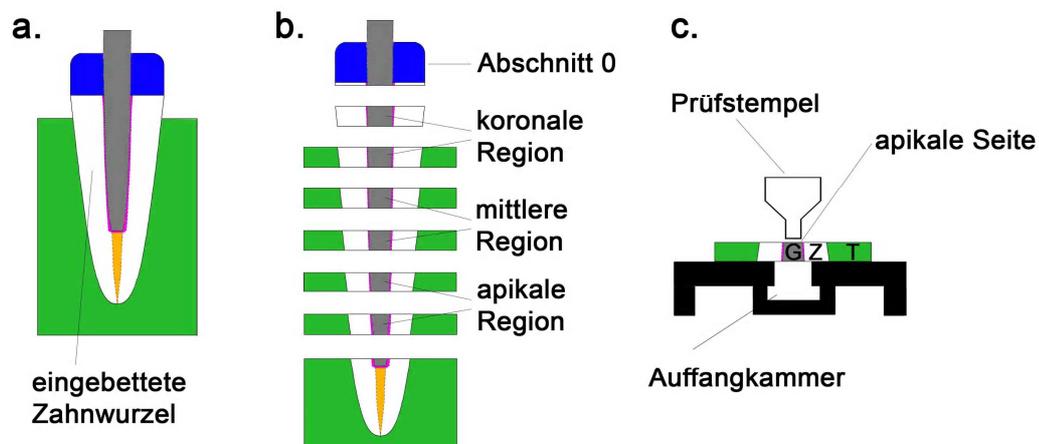


Abb. 10: (a.) Eine vorbereitete Zahnwurzel für das Aufkleben auf einen Plexiglasobjektträger. (b.) Darstellung einer gesägten Zahnwurzel mit zwei koronalen, zwei mittleren und zwei apikalen Regionen. Abschnitt 0 wurde auch vermessen, um die jeweilige Probendicke und die Konizität der anderen Scheiben berechnen zu können. (c.) Schematische Darstellung des Ausstoßvorgangs, mit genauer Platzierung des Glasfaserstiftes (G) über der Auffangkammer, peripher liegen der Zahn (Z) und das Technovit (T) auf dem Boden auf.

4.2.6 Ausstoßversuche

Die Ausstoßverfahren wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min mit einer universellen Prüfmaschine (Zwick; Roell, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Diese Prüfmaschine war an einen Computer angeschlossen, der die Ergebnisse aufzeichnete. Die Prüfstempel wurden mit einer Kraftmessdose von 2 kN verbunden (Abb. 11). Die durchgeführte Justierung ermöglichte ein zentriertes Auftreffen des mit der Kraftmessdose verbundenen Stempels auf die Probe. In Anlehnung an die konisch zulaufende Form der FRC Stifte wurden unterschiedlich große Prüfstempel und Öffnungen, in die ausgestoßen wurde, verwendet. Bei den zwei koronalen Scheiben hatte der Prüfstempel einen Durchmesser von 1,2 mm und die Öffnung der Auffangkammer einen Durchmesser von 2,5 mm, bei den mittleren Prüfstempeln einen von 1,0 mm und 2,0 mm und bei den apikalen Prüfstempeln einen von 0,8 mm und 1,5 mm. Dadurch war das Wurzelkronen, während des Belastungsprozesses auf der Metallplatte liegend, ausreichend abgestützt. Ein standardisiertes Positionieren der Probe auf der Metallplatte wurde gewährleistet. Die Ausstoßversuche wurden von apikal, entgegengesetzt der Insertionsrichtung der Stifte, durchgeführt (Abb 10c).



Abb.11: Universalprüfmaschine zur Bestimmung der Haftkräfte.

4.2.7 Berechnung der Bruchspannung

Die Ermittlung der Haftwerte, die beim Herausdrücken des Stiftes aus dem Wurzelkanal einen Kraftabfall von 10 % erfuhren, erfolgte in Newton. Die gemessenen Versagenswerte wurden aufgezeichnet und als Versagen der Haftung gewertet. Sie dienten unter Einbeziehung der Stiftoberfläche als Grundlage für die Umrechnung in MPa. Die Haftkraft wurde durch den Quotienten aus aufgezeichneter Maximalkraft und der Stiftoberfläche der Probe berechnet. Die Oberfläche des ausgestoßenen Stiftstückes berechnete sich aus

der Konizität des Glasfaserstiftes an dieser Stelle und dem Radius des Stiftes auf koronaler und apikaler Seite der Scheibe. Der jeweilige Stiftabschnitt wurde durch die Dickenmessung der gesägten Scheiben unter Berücksichtigung des Schneidverlustes ermittelt. Die geometrische Form einer Glasfaserstiftprobe entspricht einem Kegelstumpf (Abb. 12). Dabei sind der Radius der Grund- und Deckfläche ausschlaggebend für die Berechnung der Haftfläche. Die Mantelfläche des koronalen zylindrischen Stumpfanteils lässt sich aus der Flächenberechnung eines Zylinders herleiten und ermittelt sich aus dem Faktor der Kreiskonstanten (π), dem doppelten Radius ($2r$) und der Höhe (h).

$$\text{Fläche}_{\text{koronal}} = \pi \cdot 2 \cdot r \cdot h$$

Die Mantelfläche des apikalen konischen Stumpfanteils lässt sich aus der Flächenberechnung eines Kegels herleiten und ergibt sich aus der Summe der beiden Radien r_1 und r_2 multipliziert mit der Kreiskonstanten π und der Höhe s des konischen Segments.

$$\text{Fläche}_{\text{apikal}} = (r_1 + r_2) \cdot \pi \cdot s$$

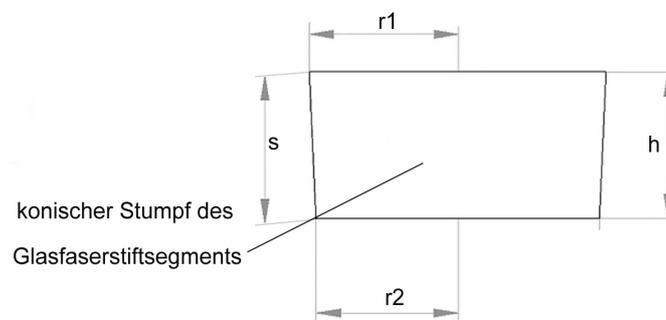


Abb. 12: Berechnungsgrundlage für die Mantelfläche des Glasfaserstiftes mit dem Radius 1 (r_1) für die koronale Seite, mit dem Radius (r_2) für die apikale Seite und der Höhe der Probe (h), die ca. 1 mm hoch ist.

Der Zusammenhang zwischen Bruchlast und Haftfläche berechnet sich mit der Formel:

$$\text{MPA (Bruchspannung)} = \text{Versagenslast in N} / \text{Haftfläche in mm}^2$$

4.2.8 Stereomikroskopische- und REM-Analyse der Bruchflächen

Nach den Belastungstests wurde jede Probe unter dem Stereomikroskop (DV4; Zeiss) (Abb. 13) bei 40facher Vergrößerung von apikaler Seite von 2 Personen untersucht, um den Bruchmodus auszuwerten. Die Auswertungen erfolgten



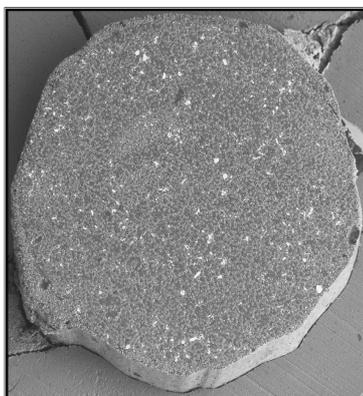
Abb. 13: Stereomikroskop mit separater Ringleuchte zur Begutachtung der Proben von apikaler Seite.

unabhängig voneinander. Da die Probe nur bis 10 % Kraftabfall belastet wurde, wurde der Stift teilweise nur halb ausgestoßen. Dadurch war es möglich gleichzeitig sowohl die Kanalwand als auch die Stiftoberfläche mikroskopisch zu betrachten.

Allen Proben wurden vier Bruchmodi zugeteilt:

- (1.) adhäsiv zwischen Zahn und Befestigungskomposit,
- (2.) adhäsiv zwischen Stift und Befestigungskomposit,
- (3.) kohäsiv im Befestigungskomposit und
- (4.) gemischtes Versagen

Der Gruppe 1 wurden dann die Proben zugeordnet, wenn sich an der Kanalwand keine Reste des Zementes mit dem Stereomikroskop nachweisen



ließen. Der Befestigungskomposit blieb vollständig an dem Glasfaserstift haften (Abb. 14). Es handelte sich um eine reine Verbundschwäche vom Wurzelkanalentin zum Befestigungskomposit. Während der rasterelektronenmikroskopischen Analyse stellten sich die Frakturen im Wurzelkanalentin als Artefakte heraus.

Abb. 14: REM-Bild Bruchmodus 1.

Eine Zuordnung zur Gruppe 2 erfolgte, wenn die Stiftoberfläche frei von Befestigungskomposit war und dieser an der Kanalwand haften blieb (Abb. 15). Hier lag die Verbundschwäche an der Stiftoberfläche.

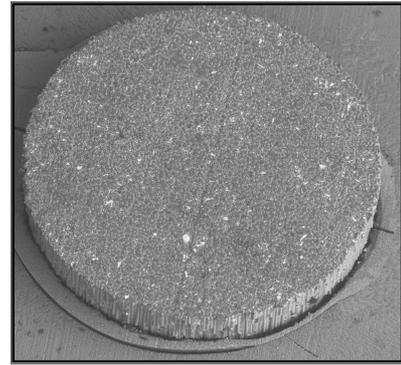
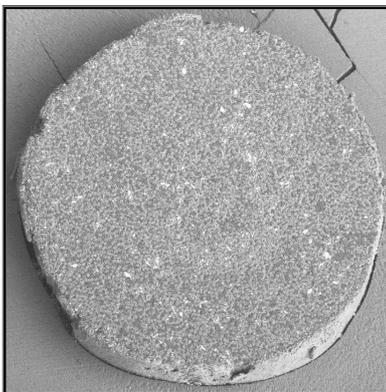


Abb. 15: REM-Bild Bruchmodus 2.



Ein kohäsives Versagen im Befestigungskomposit wurde in Gruppe 3 dann festgestellt, wenn sich Reste des Befestigungskomposits sowohl am Wurzelkanalentin als auch am herausgestoßenen Stift befanden (Abb. 16).

Abb. 16: REM-Bild Bruchmodus 3.

Eine Zuordnung zur Gruppe 4 erfolgte bei einer gemischten Fraktur. Diese kohäsive Fraktur zieht durch den Befestigungskomposit bis in das Wurzelkanalentin (Abb. 17).

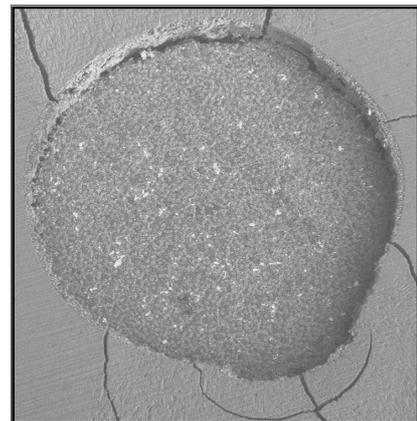


Abb. 17: REM-Bild Bruchmodus 4.

Exemplarische Proben jeder Gruppe wurden unter einem Rasterelektronenmikroskop (REM) (Cam Scan Maxim 2040; Cam Scan Maxim Elektron Optics, Cambridge, UK) bei einer 50- und 300fachen Vergrößerung und einer Neigung von 20° analysiert, da erst bei dieser Neigung eine bessere Begutachtung der Probe möglich war.

4.2.9 Statistische Methoden

Die Daten der 144 untersuchten Zähne ($n = 12$ mit je sechs Befestigungskompositen vor und nach thermischer Belastung) wurden statistisch ausgewertet. Aus einem Zahn ergaben sich sechs Proben. Nach Prüfung dieser Proben wurden für die statistische Auswertung sechs Werte pro Zahn gewonnen. Zwei Werte entsprachen einer Region im Wurzelkanal, eingeteilt in einen koronalen, mittleren und apikalen Abschnitt. Die pro Region bestimmten zwei Werte in einem Zahn wurden zur besseren Übersicht zu einem Wert zusammengefasst. Damit ergaben sich drei Werte pro Zahn und insgesamt 432 Werte.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Softwareprogramm SPSS für Windows 12.0 (SPSS, München, Deutschland). Der Einfluss des Befestigungskomposits, der thermozyklischen Belastung und der unterschiedlichen Regionen innerhalb des Wurzelkanals auf den Haftverbund, wurden mit einer Varianzanalyse (ANOVA) und anschließendem Post-Hoc-Test (Tukey-B) auf signifikante Unterschiede untersucht. Zum paarweisen Vergleich der Ergebnisse wurde der T-Test herangezogen.

Ein Ergebnis galt dann als signifikant, wenn der p-Wert $< 0,05$ war, die Irrtumswahrscheinlichkeit also $< 5\%$ betrug.

Varianzanalyse (ANOVA)

Bei einer Normalverteilung der Daten kann eine Varianzanalyse durchgeführt werden. Es werden gruppenspezifische Mittelwertunterschiede verglichen. Dadurch kann ermittelt werden, ob sich die Gruppen signifikant unterscheiden oder nicht.

Bei einer einfaktoriellen Varianzanalyse untersucht man den Einfluss eines unabhängigen Faktors auf eine abhängige Variable, z. B. den Einfluss der Wurzelkanalregion auf den Haftverbund.

Bei mehrfaktoriellen Varianzanalysen wird der Einfluss mehrerer Faktoren (z. B. Befestigungskomposit, thermozyklische Wechselbelastung, Region des Wurzelkanals) auf eine abhängige Variable (Haftung) überprüft. Der Vorteil einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse liegt in der Analyse der Interaktion der Faktoren, sowie in der Reduktion des Versuchsfehlers.

Post-hoc-Test, Tukey-B

Der Post-hoc-Test baut auf der Varianzanalyse auf und benutzt Zwischenergebnisse dieses Verfahrens.

Wenn der Faktor mehr als 2 Ausprägungen hat, d. h. mehr als 2 Gruppen (z. B. sechs verschiedene Befestigungskomposite) verglichen werden, kann mit dem Post-hoc Test im Falle eines signifikanten Ergebnisses überprüft werden, welche Mittelwerte sich unterscheiden und welche nicht. Dies geschieht mit einem multiplen Mittelwertvergleich, auch Spannweitentest (z. B. Tukey-B), mit paarweisen Vergleichen mit α -Korrektur (Bonferroni). Spannweitentests ermitteln homogene Untergruppen von Mittelwerten, die nicht voneinander abweichen.

t-Test für unabhängige Stichproben (Student-Test)

Der t-Test für unabhängige Stichproben wird angewendet, um zwei Stichproben mit Mittelwert und Standardabweichung miteinander zu vergleichen. Voraussetzung ist die Normalverteilung der Daten. Ein signifikantes Ergebnis verwirft die Nullhypothese, d.h. die beiden untersuchten Gruppen unterscheiden sich. Das Signifikanzniveau wird wie oben angegeben.

5 Ergebnisse

5.1 Haftwerte

Die Auswertung der Proben zeigte folgende Unterschiede:

Der Haftverbund wurde signifikant durch den Befestigungskomposit ($P < 0,001$), die Region des Wurzelkanals ($P = 0,003$) und durch die thermozyklische Wechselbelastung ($P < 0,001$; 3-Wege-ANOVA) beeinflusst. Zudem zeigte sich eine statistisch signifikante Interaktionen zwischen den Variablen Material und thermozyklischer Belastung ($P = 0,004$).

In Tabelle IV wurden für jedes Material die mittleren Haftkräfte für die jeweiligen drei Regionen dargestellt. Es erfolgte eine Unterscheidung vor und nach thermozyklischer Wechselbelastung, inklusive der Standardabweichung (SD).

Initial war der Haftverbund für RelyX Unicem (koronal 12,6 MPa, mitte 9,8 MPa und apikal 11,3 MPa) und Permaflo (koronal 9,4 MPa, mitte 10,7 MPa und apikal 12,3 MPa) am stärksten.

Panavia F und Permaflo zeigen bei initialer Belastung in der apikalen Region den stärksten Haftverbund. Bei Panavia F ist die Zunahme des Haftverbundes von koronal (7,8 MPa) zu apikal (12,2 MPa) am größten.

Im Vergleich zur initialen Belastung steigt der Haftverbund aller Materialien bis auf Variolink nach thermozyklischer Belastung weiter an. Die höchsten Werte nach thermozyklischer Belastung erzielte auch RelyX Unicem für alle drei Regionen (koronal 13,0 MPa, mitte 17,4 MPa und apikal 18,3 MPa) und haftet besser im Wurzelkanal als alle übrigen Materialien. Der schwächste Haftverbund nach thermozyklischer Belastung ergibt sich für Variolink (koronal 8,1 MPa, mitte 7,3 MPa und apikal 9,0 MPa).

Tab. IV: Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichung (SD) der Haftwerte für jede Region mit und ohne thermozyklischer Belastung in MPa

Material	Belastung	Region	Mittelwert	SD
Panavia™ F	initial	koronal	7,8	1,4
		mitte	8,7	2,4
		apikal	12,2	3,4
	thermozyklisch	koronal	9	3,4
		mitte	10,6	5
		apikal	13,2	6
Multilink®	Initial	koronal	8,2	3,5
		mitte	6,3	2,7
		apikal	7,8	4,2
	thermozyklisch	koronal	9,7	3,2
		mitte	9,7	4,2
		apikal	11,4	6,3
Variolink® II	Initial	koronal	9,4	4,2
		mitte	7	4,8
		apikal	9	8,5
	thermozyklisch	koronal	8,1	3,7
		mitte	7,3	3
		apikal	9	5,5
Permaflo® DC	initial	koronal	9,4	2,3
		mitte	10,7	3,7
		apikal	12,3	3,1
	thermozyklisch	koronal	11,3	3
		mitte	12,7	3
		apikal	12,4	4,7
RelyX™ Unicem	initial	koronal	12,6	5,6
		mitte	9,8	4,1
		apikal	11,3	3,1
	thermozyklisch	koronal	13	4,1
		mitte	17,4	5,1
		apikal	18,3	4,1
Clearfil™ Core	initial	koronal	8,8	3
		mitte	9,1	3,8
		apikal	8,3	2,9
	thermozyklisch	koronal	12,6	3,6
		mitte	10,9	2,8
		apikal	12,7	5,5

Bei der nachgeschalteten Analyse des Haftverbundes mit dem Post-hoc-Test zeigte RelyX Unicem, verglichen mit allen anderen Materialien, einen signifikant höheren Haftverbund ($P < 0,05$; Tukey-B). Für Variolink ergab sich, im Vergleich zu allen anderen Materialien ausgenommen Multilink, ein signifikant geringerer Haftverbund ($P < 0,05$; Tukey-B)(Tab. V).

Tab. V: Darstellung der Mittelwerte der Haftung und der Standardabweichung (SD) für das jeweilige Material in MPa. N steht für die Anzahl der verwendeten Proben des jeweiligen Materials. Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind in einer Spalte gegliedert ($p < 0,05$; Tukey-B)

Material	Anzahl N	Untergruppen der Mittelwerte gleicher Signifikanz				SD
		1	2	3	4	
Variolink	72	8,3				5,1
Multilink	72	8,8	8,8			4,3
Panavia F	72		10,2	10,2		4,2
Clearfil	72		10,4	10,4		4
Permaflo	72			11,5		3,4
RelyX	72				13,7	5,3

5.2 Haftverbund unter Berücksichtigung der Lokalisation

Eine Analyse hinsichtlich der Lokalisation des Haftverbundes im Wurzelkanal ergab für die apikale Region einen signifikant höheren Haftverbund [11,5 (5,5) MPa], als in der mittleren [10,0 (4,6) MPa] und in der koronalen [10,0 (3,8) MPa] Region ($P < 0,05$; Tukey B) (Tab. VI).

Tab. VI: Darstellung der Mittelwerte der Haftung bezogen auf die drei Regionen des Wurzelkanals und der Standardabweichung (SD) für das jeweilige Material in MPa. N steht für die Anzahl der verwendeten Proben in der jeweiligen Region

Region	Anzahl N	Untergruppen der Mittelwerte gleicher Signifikanz		SD
		1	2	
koronal	144	10		3,8
mitte	144	10		4,6
apikal	144		11,5	5,5

Mit Hilfe einer 1-Wege-Anova wurde der Einfluss der Lokalisation auf den Haftverbund für jedes Material analysiert. Der Einfluss der Lokalisation auf den Haftverbund ergab für das Material Panavia F einen signifikanten Einfluss der Wurzelkanalregion auf den Haftverbund ($P = 0,006$; 1-Wege-ANOVA, Bonferroni Faktor 6). Dabei zeigten sich apikal [12,7 (4,8) MPa] die stärksten Haftwerte, während die Haftwerte der mittleren [9,6 (4,0) MPa] und der koronalen [8,4 (2,6) MPa] Region signifikant schwächer waren ($P < 0,05$; Tukey-B). Bei allen anderen untersuchten Materialien konnte kein Einfluss der Wurzelkanalregion auf den Haftverbund zum Wurzelkanalentin festgestellt werden ($P > 0,05$; 1-Wege ANOVA, Bonferroni Faktor 6).

Mit dem t-Test wurden paarweise Vergleiche vorgenommen, um den Einfluss der thermozyklischen Belastung auf den Haftverbund der einzelnen Materialien in den unterschiedlichen Regionen zu untersuchen. Insgesamt wurden 18 Werte verglichen und analysiert. Nach thermozyklischer Wechselbelastung zeigten sich für RelyX Unicem signifikant höhere Haftwerte für die mittlere [17,4 (5,1) MPa] und die apikale [18,3 (4,1) MPa] Region im Vergleich zur mittleren [9,8 (4,1) MPa] und apikalen [11,3 (3,1) MPa] Region nach initialer Belastung ($P < 0,01$; t-test, Bonferroni Faktor 18) (Abb. 18). Bei den übrigen Befestigungskompositen hatte die thermische Wechselbelastung keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft ($P > 0,05$; t-test, Bonferroni Faktor 18). Die P - Werte wurden nach Bonferroni adjustiert.

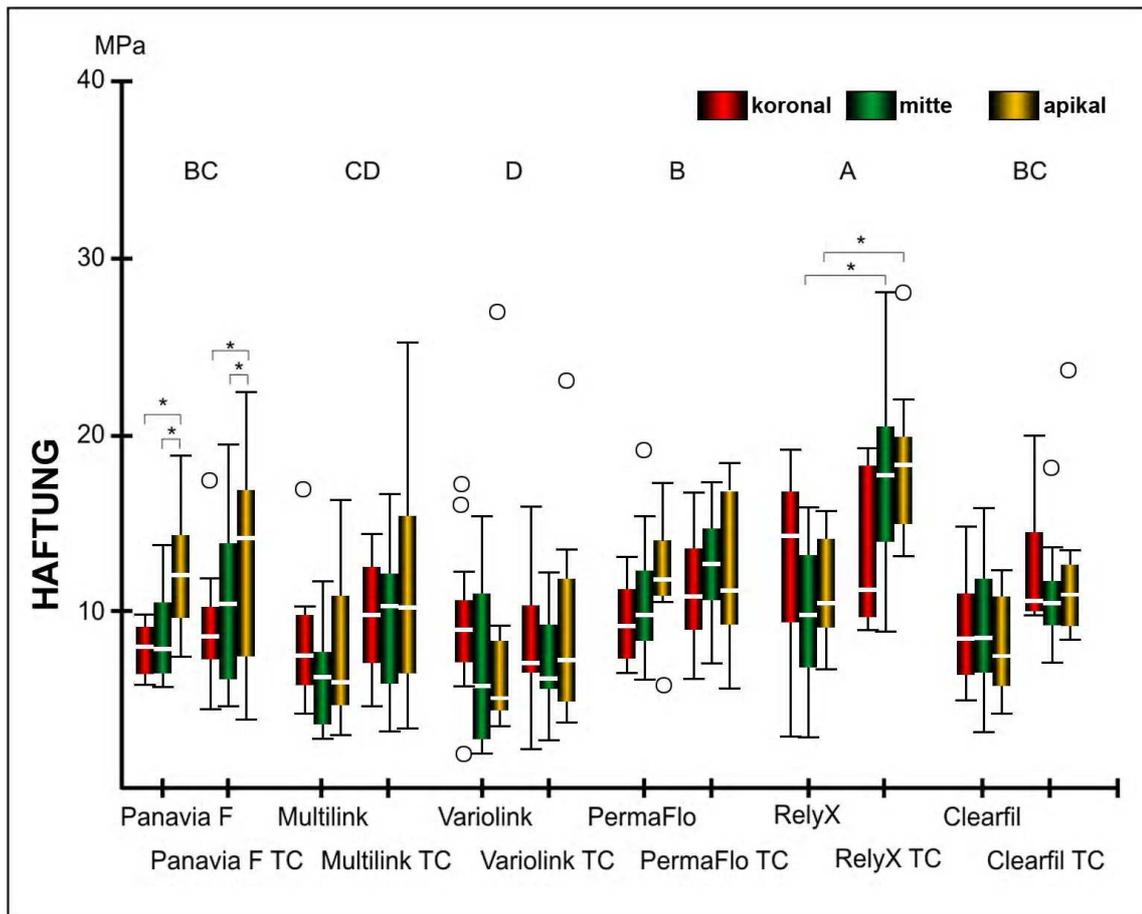


Abb. 18: Die Haftung der Befestigungskomposite sind getrennt für die drei Regionen des Wurzelkanals initial und nach thermozyklischer Belastung in Box-und-whiskers-plots mit den Medianwerten (weisse Linie) und den oberen und unteren Quartilen dargestellt. Die Whisker sind auf das 1,5-fache des Interquartilabstandes beschränkt. Die Kreise entsprechen Extremwerten, die nicht innerhalb der Whisker liegen. Gleiche Buchstaben unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Die gekennzeichneten Sternchen verdeutlichen signifikante Unterschiede innerhalb der Regionen des Wurzelkanals bei Panavia F, bzw. berücksichtigen die signifikanten Unterschiede gleicher Wurzelkanalregionen vor und nach thermozyklischer Belastung bei RelyX Unicem.

5.3 Einfluss der Polymerisation und Konditionierung auf den Haftverbund

Eine weitere multifaktorielle Varianzanalyse sollte den Einfluss der Polymerisationsart und der Konditionierung auf die Haftkraft untersuchen. Bezüglich der Polymerisationsart wurden die chemisch härtenden (Multilink, Clearfil Core) von den dual aushärtenden Befestigungskompositen (Panavia F, Variolink, Permaflo DC und RelyX Unicem) unterschieden. Hierzu wurden die Materialien entsprechend der Kategorien eingeteilt. Es wurden drei Proben pro Zahn zusammengefasst, da sich die Mittelwerte nicht änderten.

Hinsichtlich der Konditionierung wurde die Gruppe der Materialien mit erforderlicher Phosphorsäurevorbehandlung (Variolink, Permaflo DC und Clearfil Core) der Gruppe mit einem selbstkonditionierenden System gegenübergestellt (Panavia F, Multilink und RelyX Unicem). Da keine Mittelwertänderung vorlag, wurden drei Proben pro Zahn zusammengefasst. Die Polymerisationsart des Befestigungskomposits hatte einen signifikanten Einfluss auf die Haftung ($P = 0,006$), während der Einfluss der Konditionierung keine signifikanten Unterschiede zeigte ($P = 0,553$; 2-Wege-ANOVA).

Dual aushärtender Befestigungskomposit [10,9 (5) MPa] zeigte im Vergleich zu den chemisch aushärtenden Materialien [9,6 (4,2) MPa] signifikant höhere Haftwerte ($P = 0,005$; t-Test). Tabelle VII zeigt den Vergleich der Haftwerte beider Polymerisationsarten unter Berücksichtigung der thermozyklischen Belastung.

Tab.VII: Darstellung der Haftwerte mit Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) in MPa bezogen auf die Polymerisationsqualität. Die Probenanzahl N zeigt die ungleiche Verteilung der Polymerisationsarten unter den verwendeten Befestigungskompositen

Polymerisation	Belastung	Anzahl N	MW	SD
chemisch	initial	72	8,1	3,4
	nach TC	72	11,2	4,4
dualhärtend	initial	144	10	4,4
	nach TC	144	11,8	5,3

Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Systemen mit Phosphorsäureätzung und Selbstkonditionierung. Tabelle VIII zeigt den Vergleich der Haftkräfte beider Konditionierungsarten unter Berücksichtigung der thermozyklischen Belastung.

Tab. VIII: Darstellung der Haftwerte mit Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) in MPa bezogen auf die zwei Arten der Konditionierung. Die thermozyklische Belastung wird berücksichtigt

Konditionierung	Belastung	Anzahl N	MW	SD
Ätztechnik	initial	108	9,3	4,4
	nach TC	108	10,8	4,3
selbstkonditionierend	initial	108	9,4	4
	nach TC	108	12,5	5,5

5.4 Analyse des Bruchmodus

Nach den Ausstoßversuchen wurden alle Proben hinsichtlich der Art des Versagensmodus der Stifte analysiert. Dazu wurde eine Einteilung in vier Gruppen vorgenommen. Der adhäsive Bruchmodus wurde hinsichtlich seiner Lokalisation noch einmal unterteilt in adhäsiv zwischen Zahn (Dentin) und Befestigungskomposit und adhäsiv zwischen Stift und Befestigungskomposit. Der kohäsive Bruch wurde einmal kohäsiv im Befestigungskomposit und dem gemischtes Versagen, welches vom Befestigungskomposit ausgehend bis in das Wurzelkanaldentin reicht, zugeordnet. Nach Auswertung der Proben unter dem Stereolichtmikroskop ergab sich für Permaflo DC ein signifikant häufigeres adhäsives Versagen zwischen Befestigungskomposit und Stift im Vergleich zu allen anderen verwendeten Materialien (Chi-quadrat Test). Das häufigste Versagen aller anderen Materialien zeigte sich adhäsiv zwischen Zahn und Befestigungskomposit (Tab. IX).

Tab. IX: Darstellung der initialen Bruchmodiverteilung für alle sechs Befestigungskomposite. Der prozentuale Anteil der Frakturqualität für das jeweilige Material ist in der zweiten Spalte pro Kategorie dargestellt

Bruchmodiverteilung initial										
Material	Anzahl N / Verteilung		adhäsiv Zahn/Komposit		adhäsiv Stift/Komposit		kohäsiv im Komposit		gemischtes Versagen	
Panavia F	72		52		12		7		1	
		<i>in %</i>		72,2		16,7		9,7		1,4
Multilink	72		71		1		0		0	
		<i>in %</i>		98,6		1,4		0		0
Variolink	72		69		1		1		1	
		<i>in %</i>		95,8		1,4		1,4		1,4
Permaflo	72		5		66		0		1	
		<i>in %</i>		6,9		91,7		0		1,4
RelyX	72		42		13		17		0	
		<i>in %</i>		58,3		18,1		23,6		0
Clearfil	72		64		2		6		0	
		<i>in %</i>		88,9		2,8		8,3		0

Nach thermozyklischer Belastung war eine signifikante Zunahme des adhäsiven Verbundes zwischen Befestigungskomposit und Dentin für Permaflo DC zu verzeichnen ($P < 0,001$; Chi-quadrat test). Diese Umkehr zum adhäsiven Versagen von Zahn zum Befestigungskomposit zeigte nun in der Tendenz keine Abweichung zu den anderen Materialien. Nach thermozyklischer Belastung erhöhte sich bei allen Materialien außer bei RelyX Unicem der Anteil der kohäsiven Frakturen im Befestigungskomposit. Der Bruchmodus des gemischten Versagens im Wurzelkanaldentin trat wiederholt nur vereinzelt auf (Tab. X).

Tab. X: Darstellung der Bruchmodiverteilung nach thermozyklischer Belastung für die sechs Befestigungskomposite

Bruchmodiverteilung nach Thermozyklischer Belastung

Material	Anzahl N / Verteilung	adhäsiv Zahn/Komposit	adhäsiv Stift/Komposit	kohäsiv im Komposit	gemischtes Versagen
Panavia F	72	61	1	9	1
	<i>in %</i>	<i>84,7</i>	<i>1,4</i>	<i>12,5</i>	<i>1,4</i>
Multilink	72	70	0	2	0
	<i>in %</i>	<i>97,2</i>	<i>0</i>	<i>2,8</i>	<i>0</i>
Variolink	72	64	3	5	0
	<i>in %</i>	<i>88,9</i>	<i>4,2</i>	<i>6,9</i>	<i>0</i>
Permaflo	72	43	23	6	0
	<i>in %</i>	<i>59,7</i>	<i>31,9</i>	<i>8,4</i>	<i>0</i>
RelyX	72	40	19	13	0
	<i>in %</i>	<i>55,6</i>	<i>26,4</i>	<i>18</i>	<i>0</i>
Clearfil	72	55	3	14	0
	<i>in %</i>	<i>76,4</i>	<i>4,2</i>	<i>19,4</i>	<i>0</i>

5.5 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Bruchmodi

Einige exemplarische rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der unterschiedlichen Versagensmodi sind bei 50facher und 300facher Vergrößerung und einem Neigungswinkel von 20° dargestellt. Der Bruchmodus adhäsiv zwischen Dentin und Befestigungskomposit zeigt links bei 50-fachen Vergrößerung ein vollständiges Ablösen des Befestigungskomposits von der Wurzelkanalwand (Abb. 19).

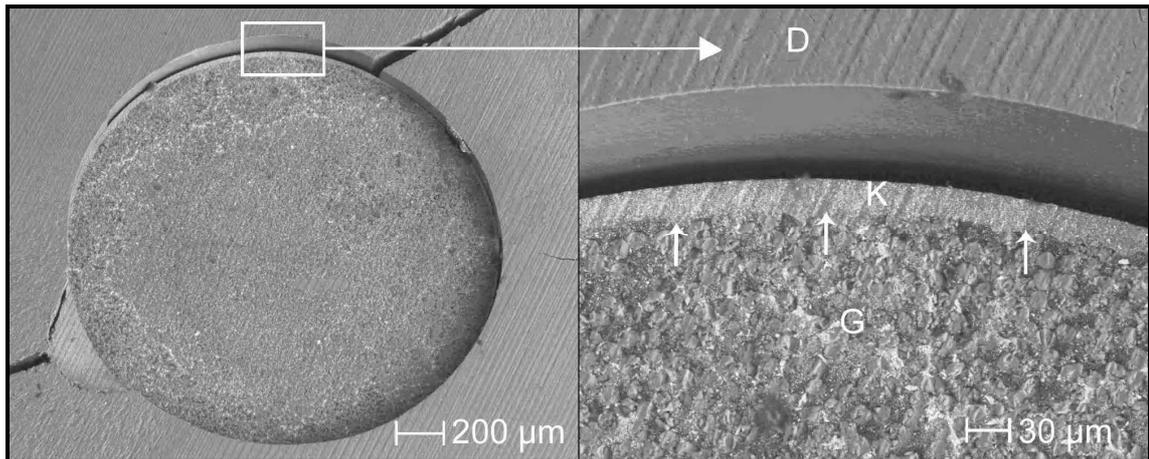


Abb. 19: Die Grenzfläche zwischen Glasfaserstift (G) und Befestigungskomposit (K) ist rechts bei 300facher Vergrößerung markiert. Durch die Neigung wird auch der Niveauunterschied von Dentin (D) und Stift-Komposit-Komplex deutlich.

Der Bruchmodus adhäsiv zwischen Stift und Befestigungskomposit hingegen ist gekennzeichnet durch ein vollständiges Ablösen des Befestigungskomposits vom Glasfaserstift (Abb. 20). In der Totalansicht wird der komplette Retentionsverlust des ganzen Stiftes deutlich.

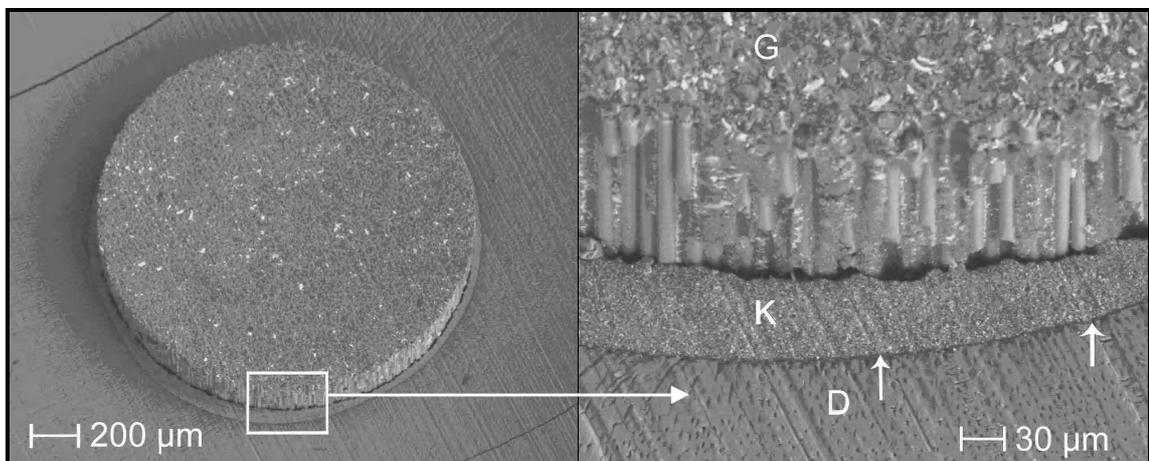


Abb. 20: Die REM-Aufnahme veranschaulicht bei 300facher Vergrößerung den festen Verbund zwischen Befestigungskomposit (K) und Dentin (D) (Pfeile), während der Glasfaserstift (G) ausgestoßen ist.

Beim Bruchmodus kohäsiv im Befestigungskomposit lässt sich nur ein stellenweises Ablösen des Befestigungskomposits von der Wurzelkanalwand beobachten (Abb. 21). Bei Betrachtung mit der 20° Neigung wird der

Niveauunterschied zwischen Glasfaserstift und Wurzelkanaldentin mit jeweils anhaftenden Befestigungskomposit ersichtlich.

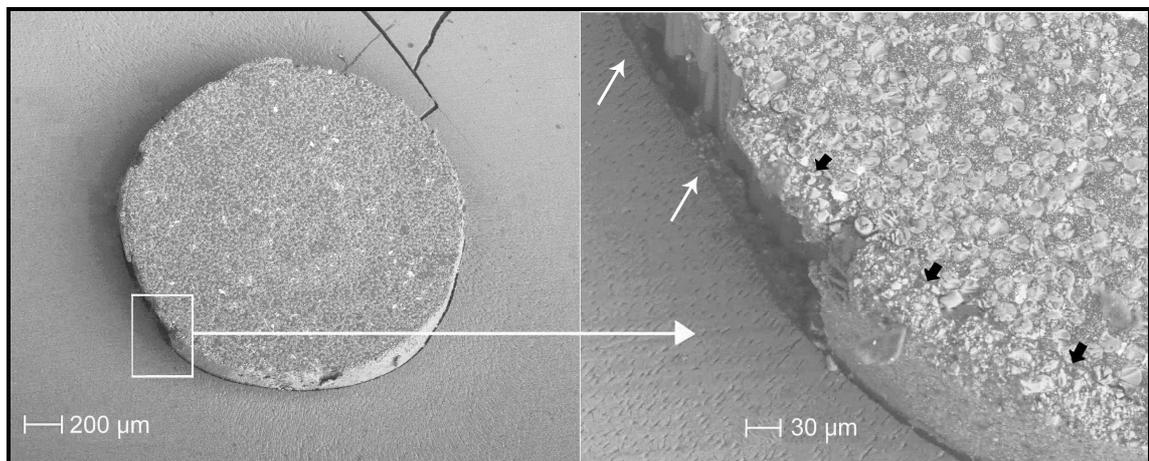


Abb. 21: Die 300fache Vergrößerung, dass ein Teil des Befestigungskomposit am Stift haften geblieben und mit ausgestoßen wurde (kurzer Pfeil), während der andere Teil am Wurzelkanaldentin haften blieb (langer Pfeil).

Auf eine REM-Aufnahme des Bruchmodus der gemischten Fraktur wurde verzichtet, da dieser Versagensmodus in der Häufigkeit sehr selten auftrat.

6 Diskussion

6.1 Klinischer Bezug von In-vitro-Versuchen

Da in dieser Studie die Untersuchungen *in vitro* durchgeführt wurden, sind die Ergebnisse wie bei anderen In-vitro-Studien nur annäherungsweise auf die entsprechende klinische Situation übertragbar [Pashley 1991]. So treten in der Mundhöhle nicht nur axiale Kräfte auf, sondern auch horizontale und extraaxiale Kraftkomponenten [Kirchoff 1978]. Bei jedem Laborversuch herrschen veränderte Bedingungen, zum einen bessere Sichtverhältnisse als intraoral, zum anderen Speichelfreiheit und Bakterienarmut.

Mit dem vorliegenden Versuchsaufbau wurden allein Druckkräfte auf die befestigten Stiftsysteme simuliert; so war eine Vergleichbarkeit der verschiedenen Befestigungskomposite möglich. Es handelte sich hierbei um rein axiale Druckkräfte, die mit einer Universalprüfmaschine durchgeführt wurden und parallel zur Stiftachse und zum Wurzelkanal verliefen.

Die thermozyklische Wechselbelastung sollte eine künstliche Alterung der Materialien hervorrufen [Morley und Stockwell 1977]. Dadurch sollten die Temperaturbedingungen in der Mundhöhle simuliert werden [Gale und Darvell 1999]. Die mechanische Belastung durch die alternierenden Wechsel zwischen den Temperaturbädern ist durch das differierende Formveränderungsvermögen der einzelnen Materialien bei Temperaturveränderungen bedingt. Dieser Aspekt ist für die Alterung mittels Temperaturlastwechseln weitaus wichtiger. Mit der thermozyklischen Wechselbelastung werden nicht nur eine einmalige bzw. initiale Belastungen getestet; vielmehr werden auch Langzeiteigenschaften und -verhalten der Materialien besser bestimmt. Daher stellen sie eine kritische Beurteilungsmethode für Prognosen über die Langlebigkeit von Materialien *in vivo* dar. Leider ist eine Standardisierung dieser Methode hinsichtlich Zyklenzahl, Temperatur und Verweildauer bisher noch nicht erfolgt, womit sich eine klinische Relevanz nur schwer ableiten lässt.

Um die Prüfkörper einer natürlicheren Belastung auszusetzen, sollte zusätzlich eine Simulation mit intermittierender Belastung, wie sie beim Kauvorgang auftritt, mit Einsatz eines Kausimulators durchgeführt werden [Abdalla *et al.* 2007]. Dann würde man sich den klinischen Bedingungen besser annähern und

den Einfluss mechanischen Kaubelastungen präklinisch besser nachvollziehen können. Eine Kombination verschiedener Belastungsformen als thermo-mechanischer Stress kann Aufschluss über die Dauerhaftigkeit des Haftverbundes zum Dentin geben [Bedran-de-Castro *et al.* 2004].

Auch wenn erste Untersuchungen zeigten, dass der Haftverbund der Faserstifte zum Wurzelkanaldentin anscheinend aufgrund ihrer Biegeelastizität im Vergleich zu keramischen Stiften am wenigsten von thermo-mechanischer Belastung beeinflusst wird [Bottino *et al.* 2007], sollte dieses Ergebnis in weiteren Studien untermauert werden.

6.2 Methodendiskussion

6.2.1 Versuchszähne

Die unterschiedliche Wurzelmorphologie (Dicke der Wurzel, Grad der Sklerosierung der Dentinkanälchen), Wurzelkanalanatomie (runde oder ovale Kanalkonfiguration), das Alter und die längerfristige Lagerung der Zähne bis zum Versuchsbeginn kann die Messergebnisse beeinflussen [Santana *et al.* 2008].

Für die Versuche wurden 144 extrahierte Eckzähne verwendet. Im vorliegenden Versuchsdesign wurden einheitlich kariesfreie Eckzähne getestet, die aus parodontalen Gründen extrahiert werden mussten. Dabei wurde darauf geachtet, Zähne mit möglichst geraden Wurzeln und ähnlicher Länge zu prüfen. Darüber hinaus wurden nur Wurzeln verwendet, die nach Abtrennen der klinischen Krone noch mindestens 18 mm lang waren, um der Forderung einer apikalen Restwurzelkanalfüllung von mindestens 3 - 6 mm nachzukommen [Zillich und Corcoran 1984; Kvist *et al.* 1989; Boschian Pest *et al.* 2006]. Die Zähne wurden so aufgeteilt, dass hinsichtlich der Länge keine Unterschiede zwischen den Gruppen mehr auffällig waren.

6.2.2 Lagerung und Aufbereitung der Zähne

Da die sofortige Verarbeitung frisch extrahierter Zähne praktisch nicht durchzuführen ist, mussten die Zähne in einem Lagermedium aufbewahrt werden. Unterschiedliche Untersuchungen zur marginalen Adaptation [Suprabha *et al.* 2001] und zur Haftkraft [Mitchum und Gronas 1986; Finger 1988] von Kompositmaterialien konnten keinen signifikanten Einfluss der Lagerungszeit zwischen Extraktion und Zahnbearbeitung nachweisen.

Die Zähne wurden bei Raumtemperatur in 0,1 %-ige Thymollösung bis zur Weiterverarbeitung aufbewahrt [Sparrus und Grossman 1989; Heydecke *et al.* 1999; Heydecke *et al.* 2002], da Thymol ein starkes Konservierungsmittel ist. Außerdem wird durch eine Thymollagerung eine Keimbesiedelung und Austrocknung verhindert. Eine Studie zeigte keinen Einfluss der Lagerung auf den Haftverbund zum Dentin [Goodis *et al.* 1993].

Als Medium zur Aufbewahrung während des Testverfahrens wurde physiologische Kochsalzlösung verwendet. Diese beeinflusst die Eigenschaften von Zahnproben nicht [Haller *et al.* 1993] und ist deshalb zur kurzzeitigen Aufbewahrung von ca. 4 Wochen geeignet [Jörgensen *et al.* 1985]. Ähnliche Verfahrensweisen sind auch in anderen Untersuchungen zu finden, bei denen für Haftversuche mit Dentinhaftvermittlern physiologische Kochsalzlösung als Lagerungsmedium für die frisch extrahierten Zähne verwendet wurden [Sorensen und Dixit 1991].

Als Spüllösung des Wurzelkanals wurde in der vorliegenden Studie 1 %-ige Natriumhypochlorit (NaOCl) verwendet. NaOCl besitzt eine antibakterielle und gewebeauflösende Wirkung [Spangberg *et al.* 1973]. 1 %-ige NaOCl-Lösung entfaltet eine ausreichende antibakterielle Wirkung [Siqueira *et al.* 1998], wenn sie lange genug einwirken kann [Gomes *et al.* 2001]. NaOCl setzt die Oberflächenspannung der Zahnhartsubstanz herab [Tasman *et al.* 2000], was beispielsweise die Penetrationsfähigkeit von Haftvermittlern unterstützen könnte. Ein besserer Haftverbund zum Wurzelkanaldentin wäre zu erwarten. Tatsächlich aber führt die Verwendung von NaOCl zu einer Abnahme des Haftverbundes zum Wurzelkanaldentin [Frankenberger *et al.* 2000]. Die Wurzelkanalspülung mit NaOCl hat zusätzlich einen negativen Einfluss auf den Mineralgehalt des Wurzelkanaldentins [Ari und Erdemir 2005]. Da die

Stiftbohrung erst kurz vor Stiftinsertion erfolgte und danach nur noch mit NaCl gespült wurde, ist der Einfluss des NaOCl auf den Haftverbund in der vorliegenden Studie jedoch als gering einzuschätzen.

Es konnte nachgewiesen werden, dass Chlorhexidin einen positiven Effekt auf den Haftverbund haben kann. Daher wird es von einigen Autoren als Abschlussspülung vor Setzen eines geklebten Stiftes empfohlen [Erdemir *et al.* 2004].

Eine Arbeitsgruppe, die den Verbund von unterschiedlichen Sealern zu Guttapercha untersuchte, bescheinigte AH 26 den stärksten Verbund [Lee *et al.* 2002]. Ein apikaler Abschluss spielt bezüglich der Langzeitprognose eine wichtige Rolle. Einige Studien zeigen bei Verwendung von Guttapercha und dem Sealer AH 26 keine Auswirkungen auf die Eigenschaften der Befestigungsmaterialien und damit keinen Einfluss auf die Haftung der Wurzelstifte im Kanal [Boone *et al.* 2001; Hagge *et al.* 2002; Kurtz *et al.* 2003], wenn die Guttapercha aus dem erweiterten Anteil entfernt wird. Verbleibt Guttapercha an der Kanalwand, konnte aufgrund des verminderten Haftverbundes ein stellenweises Ablösen des Befestigungskomposits beobachtet werden [Perdigão *et al.* 2007]. Eine andere Studie konnte einen Einfluss des Guttapercha-Sealer-Komplexes auf den Haftverbund in allen Regionen des Wurzelkanals nachweisen; dies gilt besonders im apikalen Drittel, wenn die Stiftinsertion mit einer Verzögerung von sieben Tagen erfolgte [Menezes *et al.* 2008].

6.2.3 Applikation der Befestigungssysteme und Stiftinsertion

Die faserverstärkten Stifte wurden mit Alkohol gereinigt. Dadurch sollte eine Kontamination, die zur Verringerung des Haftverbundes führen könnte, vermieden werden.

Eine Oberflächenbehandlung der Stifte mit Silanlösungen soll die Benetzbarkeit erhöhen und eine chemische Bindung zu den Befestigungsmitteln generieren. Die Literatur liefert uneinheitliche Ergebnisse bezüglich einer Haftverbesserung durch diese Methode der Oberflächenbehandlung. Eine Studie konnte bei Mikrozugfestigkeitsuntersuchungen einen Einfluss der Silanisierung auf den Haftverbund zeigen [Goracci *et al.* 2005]; einige Autoren konnten ähnliche

Ergebnisse erzielen und einen verstärkten Haftverbund nach Silanisierung nachweisen, wenn ein fließfähiger Befestigungskomposit mit einem transluzenten Wurzelstift inseriert wurde [Albaladejo *et al.* 2007]. Einige Autoren kamen zu einem gegenteiligen Ergebnis und erhielten wesentlich schlechtere Haftwerte im Vergleich zu unbehandelten Stiften [Drummond *et al.* 1999]. Viele Studien kommen jedoch zu dem Schluss, dass eine Oberflächenbehandlung mit Silanlösungen keinen klinischen Einfluss auf den Haftverbund hat [Sahafi *et al.* 2004; Ferrari *et al.* 2006; Perdigão *et al.* 2006; Wrbas *et al.* 2007]. In Vorversuchen konnte kein klinischer Einfluss des Haftverbundes durch eine Vorbehandlung mit Silanlösungen nachgewiesen werden [Bitter *et al.* 2006]; demzufolge wurde in der vorliegenden Studie auf eine Silanisierung der Glasfaserstifte verzichtet, zumal jeder zusätzliche Applikationsschritt, dessen Erfolg fraglich ist, auch eine mögliche Fehlerquelle in der Anwendung beinhalten könnte.

Eine Oberflächenbehandlung der Stifte mittels Sandstrahlen von Aluminiumoxidpartikeln oder dem CoJet-System (Aluminiumoxidpartikel mit Siliziumoxidpartikeln modifiziert) soll eine Oberflächenvergrößerung und daraus resultierenden stärkeren Haftverbund hervorrufen. Einige Autoren fanden einen Einfluss nach Verwendung eines Sandstrahlers und des CoJet-systems auf den Haftverbund zu zahnfarbenen Stiften [Sahafi *et al.* 2003; Balbosh und Kern 2006]. Eine Arbeitsgruppe konnte ein Jahr später den Einfluss des Sandstrahlens nur für Zirkoniumoxidstifte bestätigen, nicht aber für die faserverstärkten Stifte [Sahafi *et al.* 2004]. In dieser Studie kamen die Autoren zu dem Schluss, dass das Sandstrahlen zu aggressiv für die faserverstärkten Stifte sei und eine unerwünschte Formveränderung resultierte. In Vorversuchen ließen sich rasterelektronenmikroskopisch beschädigte Glasfasern zeigen, wodurch die Stiftintegrität angegriffen ist. Zudem ließ sich kein klinisch relevanter Einfluss durch Verwendung des Cojet-Systems auf den Haftverbund messen [Bitter *et al.* 2006], so dass auf diese Vorbehandlungsmethode ebenfalls verzichtet wurde.

Eine sogenannte Microbrush kam als Träger der Primer-Adhäsiv-Flüssigkeit zum Einsatz, um bis in die Tiefe den Dentinhaftvermittler in das Wurzelkanalentin einzumassieren. Es wurde in einer Studie gezeigt, dass bei Verwendung einer Microbrush zur Applikation des Dentinhaftvermittlers im

Wurzelkanal eine gleichmäßige Verbindung zwischen Wurzelkanaldentin und Dentinhaftvermittler entlang der gesamten Kanalwand erreicht wurde, während herkömmliche, kleine Brushes lediglich in den oberen zwei Dritteln gleichmäßig und im apikalen Drittel ungleichmäßig den Dentinhaftvermittler verteilten [Ferrari *et al.* 2001; Ferrari *et al.* 2002]. Einige Autoren sprechen der Anwendung der Microbrush ein präziseres und kontinuierlicheres Benetzen der Wurzelkanalwände, vor allem im apikalen Drittel zu, was wiederum zu einer signifikant besseren Ausbildung von „tags“ und dadurch zu einer besseren Haftkraft führen kann [Miyasaka und Nakabayashi 1999; Vichi *et al.* 2002; Ferrari *et al.* 2002(b)]. Es konnte gezeigt werden, dass eine kleine Microbrush, im Gegensatz zu einer herkömmlichen Brush, einen signifikant höheren Haftverbund erzielen konnte, wenn gleichzeitig überschüssiger Haftvermittler mittels Papierspitze aus dem Wurzelkanal gesogen wurde [Souza *et al.* 2007].

Die in der vorliegenden Studie verwendeten FRC Postec Stifte sind zylindrokonisch. Die Mischform aus der zylindrischen und konischen Stiftart bietet apikal eine schonende Präparation. Gleichzeitig zeichnen sie sich im Gegensatz zu rein konischen Stiften durch eine höhere Retention aus [Sahafi *et al.* 2004]. Durch die apikal schonende Präparation sollen unerwünschte Spannungsspitzen an den Phasengrenzen verhindert werden.

Dieses Stiftsystem erlaubte durch eine Angleichung der Bohrergröße und -form (Größe 3) an die Wurzelkanalstifte eine formkongruente Passung der Stifte und der Bohröffnung. Bei manuell erzeugten Passungen muss immer mit geringen Abweichungen zwischen Stift und Stiftbett gerechnet werden. Um die Fehlerquelle möglichst gering zu halten, wurde die Stiftbohrung immer von derselben Person durchgeführt. Eine Untersuchung zeigte, dass Abweichungen zwischen dem Durchmesser des Bohrlochs und dem tatsächlichen Durchmesser des Wurzelstiftes keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund hatte [Perez *et al.* 2006; Perdigão *et al.* 2007]. Eine Arbeitsgruppe erzielte jedoch bei ihren Untersuchungen mit Zugversuchen Ergebnisse, die eine Abhängigkeit der Filmdicke des Befestigungskomposits und der Lagesicherung des Wurzelstiftes bestätigen konnten. Eine dickere Schicht des Befestigungsmaterials führte bei Kraftereinwirkung zu einer Schwächung der Lagestabilität [D'Arcangelo *et al.* 2007].

Eine Untersuchung zeigte, dass die Erfahrung und die Variabilität des Behandlers keinen signifikanten Einfluss auf das adhäsive Verankern von faserverstärkten Stiften hatte [Simonetti *et al.* 2006]. Die Wurzelkanalstifte wurden in der vorliegenden Studie von derselben Person in den Wurzelkanal inseriert, um die Anwendungsunterschiede möglichst gering zu halten.

In einer Untersuchung wurden die Stifte nur 8 mm tief gesetzt [Foxton *et al.* 2005]. In jener Studie wurden unter anderem Prämolaren (und nicht Eckzähne) verwendet. Insertionstiefen von 10 mm [Balbosh und Kern 2006] wurden ebenfalls in der Literatur beschrieben. Eine Stiftinsertionstiefe von 12 mm, wie in der vorliegenden Untersuchung, wird klinisch nicht häufig praktiziert. Der höhere Materialabtrag führt zu einer stärkeren Wurzelschwächung und damit zu einer höheren Frakturgefahr [Nissan *et al.* 2001]. In der vorliegenden Untersuchung sollte die Haftung der Faserstifte über eine möglichst große Fläche untersucht werden, um eventuelle Unterschiede der verschiedenen Regionen auf die Haftung im Wurzelkanal zu erhalten. Die unübliche Insertionstiefe von 12 mm und der Einsatz dual härtender Materialien wirft die Frage auf, ob und in wie weit in der Tiefe des Wurzelkanals durch die Hochleistungshalogenlampe die photosensitiven Bestandteile des Befestigungskomposits zu einer Polymerisationsreaktion angeregt werden können. Eine etwas ältere Untersuchung zu dieser Problematik zeigte einen direkten Zusammenhang zwischen Insertionstiefe, Aushärtung des Befestigungskomposits in Abhängigkeit des Durchmessers lichtleitender Stifte. Je größer der Durchmesser des Stiftes, desto tiefer war eine lichtinduzierte Polymerisation möglich. So wurde bei einem Durchmesser von 1,5 mm des lichtleitenden Stiftes eine Aushärtungstiefe von mehr als 11 mm ermittelt [Lui 1994]. Eine aktuellere Studie untermauert die lichtleitende Fähigkeit faserverstärkter Stifte [Goracci *et al.* 2008]. Bei Verwendung eines transluzenten Stiftes scheint daher die Anwendung dualhärtende Komposite sinnvoller, da eine verlängerte Verarbeitungszeit im Vergleich zu rein chemischen Systemen zur Verfügung steht [Bonilla *et al.* 2003].

Rein lichthärtende Systeme spielen bei der adhäsiven Befestigung eher eine untergeordnete Rolle, da in der Tiefe des Wurzelkanals normalerweise eine ausreichende Aushärtung nicht gewährleistet werden kann [Boff *et al.* 2007]. Bei genauer Verarbeitung dualer Systeme scheinen Befestigungskomposite

den einfachen Systemen (chemisch polymerisierend oder lichthärtend) in ihren Eigenschaften (wie Biegefestigkeit und Härte) überlegen zu sein [Braga *et al.* 2002]. Die Forderung einer verbleibenden Wurzelfüllung von ca. 5 mm als apikaler Verschluss [Boschian Pest *et al.* 2006] wurde in der vorliegenden Untersuchung durch Verwendung ausreichend langer Wurzeln erfüllt.

6.2.4 Thermozyklische Wechselbelastung

Die Hälfte der Proben wurde einer thermozyklischen Wechselbelastung unterzogen. Es handelt sich dabei um eine physikalische Belastung, die die Bedingungen in der Mundhöhle simulieren soll [Morley und Stockwell 1977]. Die Bedeutung solcher Belastungen wird jedoch kontrovers diskutiert. Einerseits wurde schon früh nachgewiesen, dass im wässrigen Milieu durch eine Quellung das Volumenverhalten von Kompositen beeinflusst werden kann [Feilzer *et al.* 1988]. Andererseits kann je nach Ausmaß der Quellung die durch die Polymerisation hervorgerufene Kontraktion teilweise oder ganz kompensiert werden und möglicherweise sogar einen Druck auf die umgebenden Kavitätswände ausüben [Janda 1990]. Es kann prinzipiell nicht ausgeschlossen werden, dass daraus angesichts der Kavitätengeometrie eine künstliche, mechanisch bedingte Erhöhung der Messwerte ohne eigentliche Steigerung der Verbundfestigkeit resultiert [Momoi *et al.* 1990].

Wie schon ältere Studien zeigen konnten, können als Folge von thermozyklischer Belastung Randspaltbildungen, Kompositrandfrakturen oder bei ausreichender Haftung an der Kanalwand Spannungen im Komposit entstehen [Kollmannsprenger und Venez 1980; Torstenson und Brannstrom 1988]. Andere Untersuchungen konnten diese Beeinträchtigung des Materials, die aufgrund von unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten nach thermozyklischer Wechselbelastung hervorgerufen wird, nicht bestätigen [Wendt *et al.* 1992].

Eine Arbeitsgruppe hat einen Vergleich von 130 Studien mit thermozyklischer Belastung vorgenommen [Gale und Darvell 1999]. Dabei wurden die mittleren Temperaturen größtenteils so verwendet, wie sie in der vorliegenden Studie mit 5 °C und 55 °C zum Einsatz kamen. Es konnte von einigen Autoren gezeigt werden, dass bei einer Belastung mit Temperaturdifferenzen zwischen 15 °C

und 50 °C noch kein negativer Einfluss sowohl auf die chemisch härtenden als auch auf die lichthärtenden Komposite und ihren adhäsiven Verbund bestand [Munksgaard *et al.* 1985]. Ähnliche Ergebnisse lieferte eine andere Studie [Purton *et al.* 2003], die die Auswirkungen einer thermozyklischen Belastung auf im Wurzelkanal inserierte Glasfaserstifte kritisch hinterfragte.

Die Zyklenzahl wurde bei 5000 festgelegt. Ältere Studien postulierten schon eine Zyklenzahl von 2000 als unrealistische Überbeanspruchung der Restauration [Hargraves 1983; Swartz *et al.* 1983]. Jüngere Untersuchungen zeigen bei der Zyklenzahl von 2000 noch keinen Einfluss auf die Haftung [Bedran-de-Castro *et al.* 2004].

Den in der vorliegenden Studie dem Belastungstest unterzogenen Proben fehlte im Hinblick auf die klinische Situation eine prothetische Restauration. Dennoch war der Verbundkomplex (Glasfaserstift, Befestigungskomposit und Zahn) durch das Aufbaumaterial nicht frei exponiert. Der Glasfaserstift überragte den Aufbau zur Führungshilfe um 3 mm, während in der vergleichbaren klinischen Situation der Glasfaserstift üblicherweise vollständig von Aufbaumaterial umgeben ist. Diese fiktive Versuchsanordnung beschreibt ein Szenario, welches keine Anlehnung an die klinische Situation findet. Demzufolge hat es eine nur geringe klinische Relevanz.

6.2.5 Ausstoßversuche

Die vorliegende Untersuchung untersuchte den Haftverbund von verschiedenen Befestigungskompositen zum Wurzelkanalentin. In einem Ausstoßverfahren wurden die Proben mit einer Universalprüfmaschine belastet.

Mit dem Ausstoßverfahren können, wie beim Mikrozufestigkeitsversuch, unterschiedliche Proben pro Zahn gewonnen werden; dadurch wird ein differenziertes Betrachten der Regionen im Wurzelkanal möglich. Mit dem Ausstoßverfahren lassen sich über alle Regionen im Wurzelkanal reproduzierbare Ergebnisse des Haftverbunds ermitteln [Bouillaguet *et al.* 2003]. Einige Arbeitsgruppen konnten eine geringe Varianz der Daten zeigen [Cekic-Nagas *et al.* 2008; Soares *et al.* 2008]. Darüber hinaus bietet dieses „Mikroausstoßverfahren“ den Vorteil, dass zusätzlich alle einzelnen Proben

unter dem Stereomikroskop hinsichtlich der Verbundschwäche untersucht werden konnten.

Bei einem direkten Vergleich zwischen Mikrozugfestigkeitsversuchen und Ausstoßversuchen am Wurzelkanaldentin schied ein höherer prozentualer Anteil an Versagern bei der Mikrozugfestigkeitsprüfung schon beim Schneiden der Proben aus [Goracci *et al.* 2004]. Bei den Ausstoßversuchen hingegen wurden keine Versager verzeichnet. Außerdem weisen einige Studien bei Mikrozugfestigkeitsuntersuchungen auf die starken Schwankungen der Werte hin [Gaston *et al.* 2001; Bouillaguet *et al.* 2003; Goracci *et al.* 2004]. Die Werte für den Haftverbund am Wurzelkanaldentin konnten bei den Ausstoßversuchen verlässlicher eingeschätzt werden, da bei den Mikrozugfestigkeitsversuchen regelmäßig Versager auftraten [Gaston *et al.* 2001; Bouillaguet *et al.* 2003; Goracci *et al.* 2004]. Es sollte bei Interpretation von Ergebnissen immer berücksichtigt werden, ob diese vorzeitigen Versager in die statistische Berechnung mit einbezogen wurden oder nicht. Eine andere Arbeitsgruppe konnte bei dem Vergleich der beiden Testmethoden mit einer Finite-Elemente-Analyse für die „Push-out-Tests“ eine gleichmässige Stressverteilung nachweisen [Soares *et al.* 2008].

Deshalb sollten kleinere Proben für eine möglichst gleichmäßige Belastung an der Grenzfläche verwendet werden [Pashley *et al.* 1999], um die Reibungsspannung gering zu halten. Der Ausstoßversuch wurde in der vorliegenden Studie mit nur 1 mm dicken konischen Scheiben durchgeführt, um diesen unerwünschten Nebeneffekt der ungleichmässigen Spannungsverteilung an der Verbundfläche zu reduzieren.

Bei den Ausstoßversuchen wurde darauf geachtet, dass der Prüfstempel auf eine möglichst große Fläche des Glasfaserstiftes traf. Da mit den technischen Daten des Glasfaserstiftes und der Kenntnis von Probendicke und Schneidverlust durch die Säge der genaue Durchmesser des Stiftes bei jeder Probe bestimmt werden konnte, wurde für jeden Bereich (koronal, mittlere, apikal) ein Prüfstempel mit einem Durchmesser ausgewählt, der knapp unter dem des Stiftes lag. Die größtmögliche Kraftverteilung auf dem Glasfaserstift verhinderte eine ungleichmäßige Spannungsverteilung am Stift und reduzierte einen fehlerhaften Ermüdungsbruch innerhalb des Glasfaserstiftes. Es wurde zusätzlich darauf geachtet, dass die Öffnung in der Ausstoßplatte leicht größer

als der Stiftdurchmesser jeder Probe war, damit es nicht zum Verkanten der Probe kam. Eine Finite-Elemente-Analyse zeigte, dass dieser Parameter der Öffnung einen sehr erheblichen Einfluss auf die Stressverteilung beim Ausstoßversuch hatte [Dhert *et al.* 1992].

Die Vorschubgeschwindigkeit der vorliegenden Studie betrug 0,5 mm/min. Mehrere Arbeitsgruppen verwendeten in ihren Untersuchungen eine Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min [Goracci *et al.* 2005; Akgungor und Akkayan 2006; Boff *et al.* 2007] bis hin zu 1 mm/min [Nagas *et al.* 2007; Kececi *et al.* 2008]. Einige Studien konnten bei der Analyse des gleichen Adhäsivsystems, zeigen, dass kein signifikanter Unterschied resultierte, wenn die Vorlastgeschwindigkeit variierte [Yamaguchi *et al.* 2006]. Die Wahl der langsamen Geschwindigkeit ermöglichte jedoch eine Sichtkontrolle des genauen Auftreffens des Stempels auf den Stift. Eine Einhaltung der gleichmäßigen Geschwindigkeit sollte unkontrollierte Frakturen des Kunststoff-Dentin-Verbundes vermeiden. Außerdem sollen bei Vorschubgeschwindigkeiten unter 1 mm/min keine unkontrollierten Formveränderungen auftreten [Oshida und Miyazaki 1996].

Um den Einfluss der Reibspannung auf das durchgeführte Ausstoßverfahren zu reduzieren, wurde ein initialer Retentionsverlust von 10 % registriert und als Versagen gewertet.

6.3 Ergebnisdiskussion

Die Nullhypothese wurde abgelehnt, da der Haftverbund sowohl von der Art des Befestigungskomposits als auch von der Region innerhalb des Wurzelkanals und von der thermozyklischen Belastung abhängig war.

6.3.1 Einfluss des Befestigungskomposits

Der dualhärtende, selbstadhäsive Befestigungszement RelyX Unicem zeigte höhere Haftkräfte als alle anderen in der Studie verwendeten Materialien.

RelyX Unicem hat laut Herstellerangaben eine Feuchtigkeitstoleranz, da die phosphorsäure-modifizierten funktionellen Gruppen sowohl mit den basischen Füllern als auch mit dem Hydroxylapatit reagieren. Während der

Neutralisationsreaktion wird Wasser gebildet (Productfile 3M Espe). Diese Feuchtigkeitstoleranz könnte ein Grund für die hohen Haftwerte sein. Hinzu kommt, dass beim Spülen des Wurzelkanals der Feuchtigkeitsgehalt im Kanal aufgrund eingeschränkter Sicht schwer zu kontrollieren ist. Ferner hält sich durch die Oberflächenspannung Wasser in enger geometrischer Form des Wurzelkanals. Die Oberflächenspannung erschwert den Haftvermittlern, das Wasser von den Kanalwänden zu verdrängen [Helfer *et al.* 1972]. Folglich könnte der erhöhte Feuchtigkeitsgehalt im Wurzelkanal zu einer verminderten Haftung der anderen, wasserempfindlichen Systeme geführt haben, obwohl die Wurzelkanäle vorsichtig mit Papierspitzen getrocknet wurden.

Durch die mehrfach funktionalisierten Monomere, bestehend aus zwei reaktiven Phosphorsäuregruppen und zwei Kohlenstoffdoppelbindungen, wird ein hoher Vernetzungsgrad bei der radikalischen Polymerisationsreaktion für RelyX Unicem erreicht, da das Material in der vorliegenden Studie auch photoinitiert verwendet wurde. Daraus soll eine niedrigere Quellung resultieren (Productfile 3M Espe).

Die vorliegenden Ergebnisse stehen im Widerspruch zu den Resultaten anderer Untersuchungen, in denen für die Kombination von ExciteDSC/Variolink II signifikant höhere Haftwerte ermittelt wurden als für RelyX Unicem [Goracci *et al.* 2004; Kececi *et al.* 2008]. Kececi verwendete jedoch RelyX Unicem selbsthärtend, während in der vorliegenden Studie eine initiale Lichthärtung vorgenommen wurde. Untersuchungen zeigen, dass die Messwerte für den Haftverbund nach initialer Photoreaktion für RelyX Unicem deutlich höher sind [Hikita *et al.* 2007]. Andere Autoren konnten dieses Resultat bestätigen [Garcia *et al.* 2007]. In vergleichenden Untersuchungen wurde RelyX Unicem sowohl rein chemisch härtend als auch mit initialer Lichthärtung verwendet. Dabei erzielte das optional lichtgehärtete Material signifikant höhere Haftwerte [Garcia *et al.* 2007].

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen einige Autoren in ihren Untersuchungen, dass für RelyX Unicem signifikant höhere Haftwerte ermittelt wurden als für Panavia F [Huber *et al.* 2007]. Panavia F und Clearfil Core erreichten höhere Haftwerte als Multilink und Variolink. Dieses könnte aus einer besseren Adhäsion des funktionellen Monomers (10-MDP) an den Kalziumionen der Zahnhartsubstanz resultieren, die in Panavia F und Clearfil

Core enthalten sind. Auch andere Studien zur Haftung von Faserstiften und Befestigungskompositen am Wurzelkanaldentin ermittelten für Komposite mit funktionellen Monomeren ebenfalls erhöhte Haftwerte [Boschian Pest *et al.* 2002; Zicari *et al.* 2008].

Permaflo DC ist bei seiner Anwendung das System mit den meisten Zwischenschritten. Eine selektive Konditionierung des Wurzelkanaldentins ist möglich, aber auch notwendig. Andere Autoren konnten zeigen, dass die Anwendung eines 3-Schritt-Systems Vorteile im Haftverbund bietet, weil eine bessere Konditionierung des Dentins stattfindet [Marques de Melo *et al.* 2008]. Dies traf in der zitierten Untersuchung in erster Linie für das koronale Wurzelkanaldentin zu.

6.3.2 Einfluss der Lokalisation

Die Lokalisation im Wurzelkanal hatte einen signifikanten Einfluss auf die Haftung. Dieser Einfluss kann größtenteils dem Material Panavia F zugeschrieben werden, welches in der apikalen Region signifikant höhere Werte zeigte. In der Literatur finden sich hierzu widersprüchliche Ergebnisse. Einige Studien zeigen, dass in der apikalen Region des Wurzelkanals signifikant höhere Werte erzielt wurden [Yoshiyama *et al.* 1996; Gaston *et al.* 2001; Kremeier *et al.* 2008]. Andere Untersuchungen fanden für das Material Panavia F jedoch keinen Unterschied im Haftverbund in Abhängigkeit der Lokalisation im Wurzelkanal [Bouillaguet *et al.* 2003; Foxton *et al.* 2005]. Weitere Studien ermittelten in der Tendenz gegensätzliche Ergebnisse, dass im koronalen Drittel des Wurzelkanals die höchsten Werte und im apikalen Drittel die niedrigsten Werte erzielt wurden [Aksornmuang *et al.* 2005; D'Arcangelo *et al.* 2008; Wang *et al.* 2008].

In der vorliegenden Studie wurden nicht die Zähne, sondern die Proben verglichen. Dadurch ergibt sich eine deutlich höhere Stückzahl innerhalb der Gruppen. Trotz eines geringen Unterschiedes zwischen den Gruppen ist dieser zwar signifikant, bezüglich der klinischen Relevanz aber unerheblich.

Es konnte gezeigt werden, dass sich durch das drehende Vorarbeiten des Instruments bei der Stiftbohrung ein Smear-layer auf der Dentineoberfläche ablagert [Serafino *et al.* 2004], der nur bedingt von der zervikalen und mittleren

Region entfernt werden kann, während die apikale Region nahezu unverändert blieb [Gaston *et al.* 2001]. Die verminderte Tubulanzahl mit einhergehendem apikal höheren Haftverbund lassen vermuten, dass der Komposit-Dentin-Verbund größtenteils über eine Hybridisierung des Dentins erfolgen muss, und nicht nur über die Ausbildung von "tags". Diese Vermutung wird durch die Ergebnisse anderer Autoren gestützt [Giannini *et al.* 2001].

Eine mögliche Erklärung für den apikal höheren Haftverbund liegt in der Annahme, das apikales Wurzelkanaldentin aufgrund der verminderten Anzahl der Tubuli spannungsresistenter ist als die übrigen Regionen und deshalb ein erhöhter Haftverbund resultiert [Gaston *et al.* 2001; Foxton *et al.* 2005]. Zu diesem Schluss kommen auch andere Autoren [Qualtrough und Mannocci 2003; Mannocci *et al.* 2004].

Es stellt sich daher die Frage, in wie weit die Erreichbarkeit in den verschiedenen Regionen des Wurzelkanals Einfluss auf die Konditionierungseigenschaften des Dentins hat. Bei Einsatz eines Drei-Flaschen-Systems werden für die zervikalen Bereiche bessere Haftkräfte ermittelt als für die apikalen Bereiche [Vichi *et al.* 2002].

Ein-Flaschen-Systeme sind bezogen auf die Regionen des Wurzelkanals, unempfindlicher, aber es resultiert ein insgesamt schwächerer Haftverbund. Im Vergleich dazu zeigen Drei-Flaschen-Systeme einen besseren Haftverbund [Marques de Melo *et al.* 2008].

6.3.3 Einfluss der thermozyklischen Wechselbelastung

Die thermozyklische Belastung sollte eine Langzeitbelastung imitieren. Aufgrund der Isolierung des in Methacrylat eingebetteten Zahnes und der geringen exponierten Fläche waren nur geringe Auswirkungen auf die Adhäsiv-Dentin-Grenzschicht im Wurzelkanal zu erwarten. Dennoch stiegen abgesehen von Variolink die Haftwerte der Proben nach den Temperaturlastwechseln an. Für das Material RelyX Unicem unterschieden sich die initial und nach Belastung ermittelte Haftwerte signifikant voneinander.

Während der thermozyklischen Wechselbelastung, aber auch während der Wasserlagerung, findet eine Expansion des exponierten Befestigungskomposits

statt [Feilzer *et al.* 1988]. Durch die länger dauernde Belastung kommt es zu einer vollständigen Polymerisationsreaktion.

Der enorme Anstieg des Haftverbundes nach thermozyklischer Wechselbelastung für RelyX Unicem lässt sich momentan nur schwer erklären. Das bei der Neutralisationsreaktion entstehende Wasser wird in einer Zementreaktion von den sauren Monomeren und den basischen Füllkörpern wieder verbraucht. Die Feuchtigkeitstoleranz des Materials RelyX Unicem kann dies besonders begünstigt haben. Obwohl ein Anstieg der Haftung für RelyX Unicem nach thermozyklischer Wechselbelastung auch in anderen Studien gezeigt wurde [Abo-Hamar *et al.* 2005; Frankenberger *et al.* 2005; Piwowarczyk *et al.* 2005], muss dieses Ergebnis in weiteren Untersuchungen evaluiert werden.

Andere Untersuchungen ergaben einen negativ beeinflussten Haftverbund durch thermozyklische Wechselbelastung, wenn gleichzeitig ein hoher C-Faktor, wie beim vorliegenden Versuchsdesign vorlag [Price *et al.* 2003].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein Einfluss der thermozyklischen Belastung für fast alle Materialien stattfindet, aber nur für RelyX Unicem signifikant ist. Die Isolation des Befestigungskomposits durch einen Stumpfaufbau einerseits und das Übertagen des Aufbaus durch den Stift andererseits bedingt eine limitierte Einwirkung der thermischen Reize im vorliegenden Versuchsdesign. Vermutlich führen uneinheitliche Bedingungen bei Versuchsdurchführung der unterschiedlichen Studien zu den hier beschriebenen, kontroversen Ergebnissen.

6.3.4 Einfluss der Polymerisation

Dual aushärtende Befestigungskomposite, die länger eine höhere Fließfähigkeit bis zur endgültigen Aushärtung besitzen, zeigen in der vorliegenden Studie einen besseren Haftverbund zum Wurzelkanaldentin als rein chemisch härtende Materialien. Die Differenz zwischen den unterschiedlichen Polymerisationsarten lag in der aktuellen Studie bei lediglich 1,5 MPa. Die statistische Signifikanz war auf die hohe Anzahl der Proben zurückzuführen. Es steht daher die Frage im Raum, wie weit dieser geringe Unterschied hinsichtlich der klinischen Relevanz eine Rolle spielt.

Einige Studien zeigten für rein chemisch härtende Befestigungskomposite einen signifikant höheren Haftverbund im Vergleich zu dual härtenden Systemen [Ari *et al.* 2003; Bouillaguet *et al.* 2003; Monticelli *et al.* 2006]. Auch andere Untersuchungen wiesen für duale Systeme im Zusammenhang mit selbstkonditionierenden Adhäsiven geringere Haftkräfte nach [Akgungor und Akkayan 2006].

Eine Arbeitsgruppe konnte keinen signifikanten Unterschied bei Haftung von dualhärtenden zu rein chemisch polymerisierenden Adhäsivsystemen am Wurzelkanalentin nachweisen [Foxton *et al.* 2005]. Eine Studie konnte das gleiche Ergebnis nur für die mittleren und apikalen Bereiche des Wurzelkanals bestätigen [Mallmann *et al.* 2005].

6.3.5 Einfluss der Oberflächenbehandlung

Die Oberflächenvergrößerung des Wurzelkanalentin durch die 37%-ige Phosphorsäure im Vergleich zu selbstkonditionierenden Systemen zeigte keinen signifikanten Einfluss auf die Haftung. Die mit Phosphorsäure vorbehandelten Materialien erfuhren eine Dentinätzung für 15 s. Diese Zeit wird von einigen Autoren als minimale Einwirkzeit gefordert [Bolanos-Carmona *et al.* 2006]. Auch eine andere Studie fand keinen signifikanten Unterschied im Haftverbund von koronalem Dentin bei Adhäsivsystemen mit separater Konditionierung durch Säuren und einem selbstkonditionierenden Zwei-Flaschen-System. Dieses Ergebnis hatte auch nach einer hohen Zyklenzahl thermomechanischer Belastung Bestand [Frankenberger *et al.* 2005].

Andere Studien kam hingegen zu dem Ergebnis, dass mit einer 35 %-igen Phosphorsäurekonditionierung apikal höhere Haftwerte im Vergleich zu selbstkonditionierenden Systemen erzielt wurden [Wang *et al.* 2008; Zhang *et al.* 2008]. Diese kontroversen Ergebnisse wurden vermutlich durch die Untersuchung unterschiedlicher Adhäsivsysteme sowie unterschiedlicher Testmethoden beeinflusst.

6.3.6 Versagensmodus

Die Auswertung und Analyse des Bruchmodus erfolgte mit dem Stereomikroskop (DV 4; Zeiss). Aus jeder Gruppe wurden exemplarische Proben ausgewählt, die genauer unter einem Rasterelektronenmikroskop begutachtet wurden. Dabei wurden bei allen Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop Risse im Zahn registriert, die allerdings erst durch das Vakuum des REM ausgelöst wurden, da während des Betrachtens die Proben zunehmend austrocknen. Diese Artefakte konnten als solche erkannt werden, weil zuvor die Zuordnung unter dem Stereolichtmikroskop zu den jeweiligen Versagensmodi erfolgte. Hier wurden die Proben ständig befeuchtet, um eine Austrocknung zu verhindern.

Da ein Kraftabfall von 10 % als Versagen des Haftverbundes gewertet wurde, war der Stift nicht komplett, sondern nur teilweise aus der Probe herausgestoßen. Dadurch war es möglich, gleichzeitig eine flächenhafte Betrachtung der Kanalwand und der Stiftoberfläche zu gewährleisten, da die Probe bei einer Neigung von 20° im REM untersucht wurde. Diese Neigung im REM wurde einerseits als Kompromiss zur flächenhaften Betrachtung und andererseits zum Erhalt der Tiefenschärfe willkürlich gewählt. Durch das Vermeiden des Herausstoßens des Glasfaserstiftes wurde verhindert, dass Teile des Befestigungskomposits beim Aufschlagen des Stiftes in der Auffangkammer verloren gingen und die Bewertung des Bruchmodus hätten verfälschen können.

Bei der Betrachtung des adhäsivens Versagens überwog im Gegensatz zum Stift-Befestigungskomposit-Verbund deutlich die Verbundschwäche von Zahn zu Befestigungskomposit. In der vorliegenden Untersuchung traten für Panavia F, Multilink, Variolink, RelyX Unicem und Clearfil Core deutlich mehr adhäsive Frakturen zwischen Dentin und Komposit auf. Für Permaflo DC hingegen wurden signifikant mehr adhäsive Frakturen zwischen Stift und Befestigungskomposit festgestellt. Demzufolge scheint bei Permaflo initial der Verbund zum Wurzelkanaldentin sehr hoch zu sein.

Der Anteil kohäsiver Versager im Befestigungskomposit stieg bei allen Materialien außer RelyX Unicem nach thermozyklischer Belastung an. Die adhäsive Haftung des Stift-Befestigungskomposit-Verbunds scheint durch die

Wechselbelastung stärker zu werden. Das ging zu Lasten der adhäsiven Haftung zum Wurzelkanaldentin. In der Tendenz ähnlich Ergebnisse wurden auch schon von anderen Autoren beschrieben [Baldissara *et al.* 2006].

Das Material PermaFlo DC zeigte die stärkste Veränderung durch den Einfluss der thermozyklischen Wechselbelastung. Wurde initial der schwächste Verbund adhäsiv zwischen Stift und Befestigungskomposit ermittelt, zeigte sich nach thermozyklischer Belastung keine Abweichung zur Gesamttendenz, da nun die Verbundschwäche Zahn/Befestigungskomposit deutlich überwog.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der am häufigsten nachzuweisende Versagensmodus adhäsiv zwischen Dentin und Befestigungskomposit lag und damit als schwächste Stelle der Zahn-Befestigungskomposit-Stift-Einheit zu bezeichnen ist. Ähnliche Ergebnisse wurden auch von anderen Autoren erzielt [Kececi *et al.* 2008]. Das Material Permaflo scheint einen ausreichend starken Haftverbund zum Wurzelkanaldentin zu zeigen. Unter Beachtung dieser Resultate wäre Materialien, die ein tendenziell ähnliches Verbundverhalten wie Permaflo aufweisen, der Vorzug zu geben. Dadurch ist mit Blick auf eine Reinfektion eine „verbesserte“ postendodontische Versorgung möglich.

7 Schlussfolgerungen

Der Haftverbund am Wurzelkanaldentin ist vom Befestigungskomposit, von der Lokalisation im Wurzelkanal und von der thermozyklischen Belastung abhängig. RelyX Unicem erzielte in der vorliegenden Untersuchung die höchsten Haftwerte. Da aber in der Literatur keine eindeutigen Angaben über einen Mindesthaftverbund gemacht werden, kann selbst die Stellung von Variolink als Vertreter mit den schwächsten Haftwerten, im klinischen Bezug, nur schwer eingeschätzt werden. Darüber hinaus zeigten andere Untersuchungen gegenteilige Ergebnisse hinsichtlich dieser Materialien. Deshalb sind weiterführende Untersuchungen durchzuführen, um die gewonnenen Ergebnisse zu untermauern. Einheitliche Versuchsdurchführungen scheinen schwer realisierbar zu sein, aber dennoch könnten Anwendungsrichtlinien einzelner Materialien zu einer besseren Differenzierung der Ergebnisse beitragen.

Der statistisch signifikante Einfluss der Lokalisation im Wurzelkanal ließ sich auf Panavia F zurückführen. Da diese Problematik in der Literatur kontrovers beschrieben wird, müssen auch hier weitere Untersuchungen vorgenommen werden. Dabei sollte der Haftverbund zu zervikalem und mittlerem Dentin stärker fokussiert betrachtet werden. Die klinische Relevanz apikaler Bereiche scheint marginal, da durch die adhäsive Befestigung eine tiefe Verankerung und damit verbundene Schwächung der Wurzel vermeidbar ist.

Die Ermittlung der Haftwerte erfolgte vor und nach thermozyklischer Wechselbelastung. Damit sollte die Dauerhaftigkeit des Haftverbundes durch die wechselnden thermischen Bedingungen untersucht werden. Die Proben sind einerseits während der thermozyklischen Wechselbelastung stärker dem thermischen Stress ausgesetzt. Anders als in der Mundhöhle überragte im vorliegenden Versuchsdesign der Glasfaserstift den Aufbau. Andererseits unterlagen die Proben in diesem Versuchsdesign keiner mechanischen Belastung wie in der Mundhöhle. Eine thermomechanische Belastung von Stiftaufbau und Krone sollte genauere Rückschlüsse darüber geben, wie belastbar der gesamte Zahn ist. Darüber hinaus kann z. B. bei Verlust der Krone ermittelt werden, ob der darunterliegende Verbundkomplex mit Stift und Aufbaumaterial der Belastung standhält und eine Zweitversorgung möglich

macht. Da die Proben bis 2 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze in einen Laborkunststoff eingebettet wurden, wirkte die thermische Belastung in erster Linie auf den Aufbau, den oberen Teil des Glasfaserstiftes und auf die zervikale Region des Zahnes. Diese Belastung ist auch mit den klinischen Verhältnissen vergleichbar. Ungeachtet der prinzipiellen Annahme gibt es keine Beweise, dass thermische Belastung im klinischen Gebrauch zum Versagen führt [Gale und Darvell 1999]. Deshalb sind die Ergebnisse der vorliegenden Studie, dass bei allen Materialien bis auf Variolink die Haftwerte mit thermischer Belastung steigen, im Hinblick auf eine präklinische Einschätzung vorsichtig zu interpretieren.

8 Zusammenfassung

Problemstellung: Die Auswahl eines geeigneten Befestigungssystems für faserverstärkte Stifte im Wurzelkanal ist aufgrund der großen Vielfalt seitens der Hersteller und der kontroversen Ergebnisse in der Literatur erschwert.

Zielsetzung: Die Studie sollte den Einfluss einer thermozyklische Belastung unter Berücksichtigung der Lokalisation auf die Haftung von unterschiedlichen Befestigungskompositen am Wurzelkanalentin untersuchen. **Material und**

Methoden: 144 Eckzähne wurden wurzelkanalbehandelt und in sechs Gruppen ($n = 24$) aufgeteilt. Glasfaserstifte des FRC-Postec Systems (Größe 3, Ivoclar Vivadent) wurden mit sechs Befestigungskompositen (Panavia F, Multilink, Variolink II, PermaFlo DC, RelyX Unicem und Clearfil Core) 12 mm tief im Wurzelkanal verankert. Je Zahnwurzel wurden sechs Scheiben (1 mm) gewonnen. Um die Haftung zum Wurzelkanalentin zu bestimmen, wurde die Hälfte jeder Gruppe initial mit einer Universalprüfmaschine (Zwick) in einem Ausstoßverfahren belastet. Die andere Hälfte wurde vor dem Ausstoßverfahren zunächst einer thermozyklischen Belastung mit 5000 Zyklen (5 °C/ 55 °C) unterzogen. **Ergebnisse:** Der Haftung am Wurzelkanalentin war signifikant vom Befestigungskomposit ($P < 0,001$), von der Lokalisation im Wurzelkanal ($P = 0,003$) und der thermozyklischen Wechselbelastung ($P < 0,001$) abhängig (3-Wege-ANOVA). RelyX Unicem zeigte signifikant höhere Haftwerte [13,7 (5,3) MPa] als alle anderen verwendeten Materialien ($P < 0,05$; Tukey-B). Die Haftung in der apikalen Region [11,5 (5,5) MPa] war signifikant höher, als in der mittleren [10,0 (4,6) MPa] und koronalen [10,0 (3,8) MPa] Region ($P < 0,05$; Tukey B). **Schlussfolgerungen:** Die Haftung von Glasfaserstiften zum Wurzelkanalentin wird entscheidend vom Befestigungskomposit bestimmt. Der nachgewiesene Einfluss der Lokalisation und der thermozyklischen Belastung wurde nur durch einzelne Materialien verursacht.

Klinische Bedeutung: RelyX Unicem zeigte die höchsten Haftkräfte und ist anwendungsfreundlich. Die fehlende Anforderung für Mindesthaftwerte erschwert die Einschätzung der anderen Materialien. Die apikal höheren Haftwerte sind klinisch zu vernachlässigen, da durch eine adhäsive Befestigung eine verminderte Insertionstiefe und damit verminderte Wurzelschwächung resultieren sollte.

9 Abstract

Statement of problem: A variety of products and the controversy of in vitro results make it difficult to select a suitable luting agent to insert fibre posts in the root canal. **Objectives:** The aim of this study was to determine the influence of luting agents, the region inside the root canal and thermocycling on bond strength to root canal dentine. **Material and methods:** 144 human canines were root canal treated and divided into six groups (n = 24). FRC Postec fiber posts size 3 (Ivoclar Vivadent) were inserted 12 mm deep using 6 different luting agents (Panavia F, Multilink, Variolink II, PermaFlo DC, Clearfil Core and RelyX Unicem) according to the manufacturers instructions. Six sections of the roots with a thickness of 1 mm were obtained with a microtome saw. 12 teeth per group were examined immediately with push-out test (universal testing machine – Zwick) to assess the bond strength to root canal dentine, whereas the other half was first subjected to thermocycling (5000 cycles; 5 - 55 °C). The maximum failure load was recorded in N and converted into MPa. The level of significance was 0.05. **Results:** The bond strengths were significantly affected by the luting agents ($P < 0.001$), the region inside the root canal ($P = 0.003$) and thermocycling ($P < 0.001$; three-way ANOVA). The post hoc analysis revealed that RelyX Unicem showed significantly higher bond strengths [13.7 (5.3) MPa] compared to all other materials ($P < 0.05$; Tukey-B). The apical region showed significantly higher bond strength [11.4 (5.5) MPa] compared to the middle [10.0 (4.6) MPa] and the coronal [10.0 (3.8) MPa] region ($P < 0.05$; Tukey B). **Conclusions:** The bond strength to root canal dentine is highly dependant on the luting agents. Within the limitations of this in vitro study, the results suggest that the influence of thermal cycling and location inside the root canal for bond strength are induced by single materials only.

Clinical significance: RelyX Unicem showed the highest bond strength and seems more insusceptible for application errors. The absence of a demand for minimum bond strength complicates the review of other materials. With adhesive anchorage, and attached to that, minor depth of post insertion, the aim should be to prevent root weakening in the apical region. Thus, it appears that the relevance for higher bond strength in the apical region is marginal.

10 Literaturverzeichnis

- Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MM und Feilzer AJ. Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *Am J Dent* 2007;20:250-4.
- Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH und Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005;9:161-7.
- Akgungor G und Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent* 2006;95:368-78.
- Akkayan B und Caniklioglu B. Resistance to fracture of crowned teeth restored with different post systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1998;6:13-8.
- Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM und Tagami J. Regional bond strength of four self-etching primer/adhesive systems to root canal dentin. *Dent Mater J* 2005;24:261-7.
- Albaladejo A, Osorio R, Papacchini F, Goracci C, Toledano M und Ferrari M. Post silanization improves bond strength of translucent posts to flowable composite resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;82:320-4.
- Ari H und Erdemir A. Effects of endodontic irrigation solutions on mineral content of root canal dentin using ICP-AES technique. *J Endod* 2005;31:187-9.
- Ari H, Yasar E und Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod* 2003;29:248-51.
- Artopoulou, II, O'Keefe KL und Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont* 2006;15:172-9.
- Asmussen E und Peutzfeldt A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. *J Adhes Dent* 2006;8:299-304.
- Asmussen E, Peutzfeldt A und Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-8.
- Assif D und Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent* 1982;48:292-6.
- Balbosh A und Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006;95:218-23.
- Baldissara P, Zicari F, Valandro LF und Scotti R. Effect of root canal treatments on quartz fiber posts bonding to root dentin. *J Endod* 2006;32:985-8.

- Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A und Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006;31:47-54.
- Bechels VT und Sottos NR. Application of debond length measurement to examine the mechanics of fiber pushout. *J Mech Phys Solids* 1998;46:1675-97.
- Bedran-de-Castro AK, Cardoso PE, Ambrosano GM und Pimenta LA. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Oper Dent* 2004;29:42-8.
- Bedran-de-Castro AK, Pereira PN und Pimenta LA. Long-term bond strength of restorations subjected to thermo-mechanical stresses over time. *Am J Dent* 2004;17:337-41.
- Belli S, Donmez N und Eskitascioglu G. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 2006;8:247-53.
- Bergmans L, Moisiadis P, De Munck J, Van Meerbeek B und Lambrechts P. Effect of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. *J Adhes Dent* 2005;7:321-9.
- Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren JJ, Laffoon JF und Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod* 2005;75:237-42.
- Bitter K, Meyer-Luckel H, Priehn K, Martus P und Kielbassa AM. Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent* 2006;19:138-42.
- Boff LL, Grossi ML, Prates LH, Burnett LH, Jr. und Shinkai RS. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. *Quintessence Int* 2007;38:387-94.
- Bolanos-Carmona V, Gonzalez-Lopez S, Briones-Lujan T, De Haro-Munoz C und de la Macorra JC. Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dent Mater* 2006;22:1121-9.
- Bonilla ED, Stevenson RG, 3rd, Yashar M und Caputo AA. Effect of application technique and dentin bonding agent interaction on shear bond strength. *Oper Dent* 2003;28:568-73.
- Boone KJ, Murchison DF, Schindler WG und Walker WA, 3rd. Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers. *J Endod* 2001;27:768-71.

Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P und Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18:596-602.

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R und Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006;33:690-7.

Bottino MA, Baldissara P, Valandro LF, Galhano GA und Scotti R. Effects of mechanical cycling on the bonding of zirconia and fiber posts to human root dentin. *J Adhes Dent* 2007;9:327-31.

Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM und Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19:199-205.

Bowen RL und Marjenhoff WA. Development of an adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:75-80.

Brackett WW, Ito S, Nishitani Y, Haisch LD und Pashley DH. The microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground enamel. *Oper Dent* 2006;31:332-7.

Braga RR, Cesar PF und Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002;29:257-62.

Brandt PD, de Wet FA und du Preez IC. Self-etching bonding systems: in-vitro micro-leakage evaluation. *Sadj* 2006;61:248, 250-1.

Bullard RH, Leinfelder KF und Russell CM. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc* 1988;116:871-4.

Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F und Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008;21:328-36.

Carrigan PJ, Morse DR, Furst ML und Sinai IH. A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. *J Endod* 1984;10:359-63.

Cekic-Nagas I, Ergun G, Nagas E, Tezvergil A, Vallittu PK und Lassila LV. Comparison between regional micropush-out and microtensile bond strength of resin composite to dentin. *Acta Odontol Scand* 2008;66:73-81.

Chandra N und Ghonem H. Interfacial mechanics of push-out tests: theory and experiments. *Cosmos Part A. Appl Sci Manuf* 2001;32:575-84.

Chappell RP, Cobb CM, Spencer P und Eick JD. Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? *J Prosthet Dent* 1994;72:183-8.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136:611-9.

Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary?
J Am Dent Assoc 1996;127:1522-4, 1526.

Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR und Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent* 2008;33:526-33.

Coca I und Schwickerath H. Stress distribution in crowns in the anterior region. *Dtsch Zahnarztl Z* 1987;42:338-41.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL und Deutsch AS. Retention of four endodontic posts cemented with composite resin. *Gen Dent* 2000;48:320-4.

Cooney JP, Caputo AA und Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986;55:540-6.

Cormier CJ, Burns DR und Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001;10:26-36.

D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F und D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007;98:193-8.

D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M, Vadini M, De Angelis F, Trubiani O und Caputi S. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. *Int Endod J* 2008;41:322-8.

de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 2000;13:19B-21B.

Dean JP, Jeansonne BG und Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998;24:807-10.

Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, de Wijn JR, Klein CP, de Groot K und Rozing PM. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *J Biomed Mater Res* 1992;26:119-30.

Dietschi D, Ardu S, Rossier-Gerber A und Krejci I. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after in vitro occlusal loading: evaluation of post material influence. *J Adhes Dent* 2006;8:409-19.

Drake DR, Wiemann AH, Rivera EM und Walton RE. Bacterial retention in canal walls in vitro: effect of smear layer. *J Endod* 1994;20:78-82.

- Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J und Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res* 1996;32:533-41.
- Drummond JL, Toepke TR und King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 1999;107:220-4.
- Duret B, Reynaud M und Duret F. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1). *Chir Dent Fr* 1990;60:131-41 contd.
- Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M und Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004;20:947-55.
- Eichner K und Kappert HF (ed.) Strukturen und Eigenschaften der Monomere und Oligomere. In: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 1. Georg Thieme, Stuttgart/New York 2000
- Eick JD. Smear layer-materials surface. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:225-42.
- Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P und Robinson SJ (ed) The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int.* 1991;12:967-77
- el-Badrawy WA und el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995;73:515-24.
- Eliades G, Palaghias G und Vougiouklakis G. Surface reactions of adhesives on dentin. *Dent Mater* 1990;6:208-16.
- Erdemir A, Ari H, Gungunes H und Belli S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod* 2004;30:113-6.
- Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:81-94.
- Ernst CP. Positioning self-etching adhesives: versus or in addition to phosphoric acid etching? *J Esthet Restor Dent* 2004;16:57-69.
- Feilzer AJ, De Gee AJ und Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988;59:297-300.
- Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I und Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2007;20: 287-91.
- Ferrari M, Goracci C, Sadek FT, Monticelli F und Tay FR. An investigation of the interfacial strengths of methacrylate resin-based glass fiber post-core buildups. *J Adhes Dent* 2006;8:239-45.

- Ferrari M, Grandini S, Simonetti M, Monticelli F und Goracci C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;94:627-31.
- Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC und Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000;13:255-60.
- Ferrari M und Scotti M (ed.) Fiber Posts: historical and evolutionary outlines. *Fiber posts Characteristics and clinical applications*. Masson, Milano 2002, 15-23
- Ferrari M, Vichi A und Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000;13:15B-18B.
- Ferrari M, Vichi A und Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater* 2001;17:422-9.
- Ferrari M, Vichi A, Grandini S und Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent* 2002(b);15:227-31.
- Ferrari M, Vichi A, Mannocci F und Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000;13:9B-13B.
- Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1988;1 Spec No:184-8.
- Foxton RM, Nakajima M, Tagami J und Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 2003;28:543-51.
- Foxton RM, Nakajima M, Tagami J und Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil* 2005;32:97-104.
- Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;57:154-171.
- Frankenberger R, Kramer N, Oberschachtsiek H und Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaption after NaOCl pre-treatment. *Oper Dent* 2000;25:40-5.
- Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A und Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 2005;26:2043-52.
- Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT und Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;17:373-80.
- Frazer RQ, Kovarik RE, Chance KB und Mitchell RJ. Removal time of fiber posts versus titanium posts. *Am J Dent* 2008;21:175-8.

- Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am* 2001;45:103-16.
- Fritz UB, Diedrich P und Finger WJ. Self-etching primers--an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop* 2001;62:238-45.
- Fritz UB und Finger WJ. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *Am J Dent* 1999;12:277-82.
- Fusayama T (ed.) *A Simple Pain-Free Adhesive Restorative System by Minimal Reduction and Total Etching*. Ishiyaku Euro America, Inc., Tokio 1993;1-22
- Gale MS und Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.
- Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R und Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod* 2005;31:209-11.
- Gallo JR, 3rd, Miller T, Xu X und Burgess JO. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. *J Prosthodont* 2002;11:25-9.
- Garcia RN, Reis AF und Giannini M. Effect of activation mode of dual-cured resin cements and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin. *J Dent* 2007;35:564-9.
- Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C und Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27:321-4.
- Gesi A, Magnolfi S, Goracci C und Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod* 2003;29:580-2.
- Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT und Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3:315-24.
- Goldberg AJ und Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
- Goldman M, DeVitre R und Pier M. Effect of the dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts. *J Prosthet Dent* 1984;52:485-8.
- Gomes BP, Ferraz CC, Vianna ME, Berber VB, Teixeira FB und Souza-Filho FJ. In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J* 2001;34:424-8.

Goodacre CJ und Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part III. Tooth preparation considerations. *J Prosthodont* 1995;4:122-8.

Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B und Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993;9:79-84.

Goracci C, Corciolani G, Vichi A und Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008;87:1122-6.

Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR und Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod* 2005;31:608-12.

Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E und Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater* 2005;21:437-44.

Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR und Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005;30:627-35.

Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F und Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112:353-61.

Grandini S, Sapio S, Goracci C, Monticelli F und Ferrari M. A one step procedure for luting glass fibre posts: an SEM evaluation. *Int Endod J* 2004;37:679-86.

Gu S, Isidro M, Deutsch AS und Musikant BL. Comparison of the retention of 5 core materials supported by a dental post. *Int J Prosthodont* 2006;19:183-4.

Guzy GE und Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979;42:39-44.

Hagge MS, Wong RD und Lindemuth JS. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. *Int Endod J* 2002;35:372-8.

Hahn R Und Löst C (ed.) Adhäsiv befestigte Einlagefüllungen: Grundlagen, Indikationen, Vorgehensweise. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1996,1-53

Haller B Und Fritzenschaft A. Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:225-230.

- Haller B, Hofmann N, Klaiber B und Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 1993;9:191-7.
- Hargraves AS. The effect of cyclic stress on dental polymethylmethacrylate. *J Oral Rehabil* 1983;10:75-85.
- Hasegawa EA, Boyer DB und Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991;66:187-92.
- Heidemann D und Weigl P. Stifte im Wurzelkanal - Warum? *Endodontie Journal* 2004;24-34.
- Helfer AR, Melnick S und Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;34:661-70.
- Hellwig E, Klimek J und Attin T (2003). Einführung in die Zahnerhaltung. Jena, Urban & Fischer Verlag München.136-42
- Heydecke G, Butz F, Hussein A und Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:438-45.
- Heydecke G, Butz F und Strub JR. Einfluss des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:637-640.
- Hickel R, Kunzelmann KH und Lambrechts P (2001). Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Seefeld, 3 M ESPE AG.
- Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P und Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007;23:71-80.
- Hofmann N, Markert T, Hugo B und Klaiber B. Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. *Am J Dent* 2003;16:421-30.
- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B und Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 2001;28:1022-8.
- Holmes DC, Diaz-Arnold AM und Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140-7.
- Huber L, Cattani-Lorente M, Shaw L, Krejci I und Bouillaguet S. Push-out bond strengths of endodontic posts bonded with different resin-based luting cements. *Am J Dent* 2007;20:167-72.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H und van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3:237-45.

Isidor F, Odman P und Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-6.

Janda R (1990). *Kunststoffverbundsysteme*. Weinheim, VCH VerlagsGmbH.

Johnson JK und Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978;40:645-9.

Jørgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC und Asmussen E. Composite wall to wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 1985;93:276-279.

Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN und Bae JM. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent* 2007;98:270-6.

Kalinka G, Leistnerk A und Hampe A. Characterisation of the fibre/matrix interface in reinforced polymers by the push-in technique. *Composites Sci. Technol.* 1997;57:845-885.

Kececi AD, Ureyen Kaya B und Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:121-8.

Kim JY, Takahashi Y, Kito M, Morimoto Y und Hasegawa J. Semi-quantitative analysis of early microleakage around amalgam restorations by fluorescent spectrum method: a laboratory study. *Dent Mater J* 1992;11:45-58.

King PA und Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17:599-609.

Kirchoff W. Untersuchungen über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen an natürlichen Zähnen 1. und 2. Teil. *Zahnärztl Welt* 1978;87:1014-1063.

Kivanc BH und Gorgul G. Fracture resistance of teeth restored with different post systems using new-generation adhesives. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:33-40.

Kodonas K, Gogos C und Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J* 2009;42:247-52.

Kollmannsprenger P und Venez S. Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungskunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 1980;35:934-938.

Kremeier K, Fasen L, Klaiber B und Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. Dent Mater 2008;24:660-6.

Kullmann W und Pötters G. Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststofffüllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 1984;39:96-100.

Kurtz JS, Perdigao J, Geraldini S, Hodges JS und Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. Am J Dent 2003;16 Spec No:31A-36A.

Kvist T, Rydin E und Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. J Endod 1989;15:578-80.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D und Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater 2005;21:709-15.

Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K und Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater 2004;20:29-36.

Lee KW, Williams MC, Camps JJ und Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. J Endod 2002;28:684-8.

Lin G, Geubelle PH und Sottos NR. Simulation of fiber debonding with friction in a model composite pushout test. Int J Solids Struct 2001;38:8547-62.

Linn J und Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. J Endod 1994;20:479-85.

Lloyd BA, McGinley MB und Brown WS. Thermal stress in teeth. J Dent Res 1978;57:571-82.

Lui JL. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. Oper Dent 1994;19:165-8.

Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH, Jr. und Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. J Esthet Restor Dent 2007;19:30-6; discussion 37.

Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P und Muench A. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. Oper Dent 2005;30:500-6.

Mandell JF, Chen JH und McGarry FJ. A microdebonding test for in situ assessment of fibre/matrix bond strength in composite materials. *Int J Adhesives Adhesion*, 1980;1:4-40.

Mannocci F, Ferrari M und Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999;1:153-8.

Mannocci F, Ferrari M und Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001;85:284-91.

Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M und Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. *J Endod* 1999;25:789-94.

Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E und Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater* 2004;20:293-6.

Marques de Melo R, Galhano G, Barbosa SH, Valandro LF, Pavanelli CA und Bottino MA. Effect of adhesive system type and tooth region on the bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 2008;10:127-33.

Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH und Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25:441-58.

Mendoza DB und Eakle WS. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent* 1994;72:591-4.

Menezes MS, Queiroz EC, Campos RE, Martins LR und Soares CJ. Influence of endodontic sealer cement on fibreglass post bond strength to root dentine. *Int Endod J* 2008;41:476-84.

Mentink AG, Meeuwissen R, Kayser AF und Mulder J. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. *J Oral Rehabil* 1993;20:455-61.

Mitchum JC und Gronas DG. Effects of time after extraction and depth of dentin on resins dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 1986;113:285-287.

Miyasaka K und Nakabayashi N. Combination of EDTA conditioner and phenyl-P/HEMA self-etching primer for bonding to dentin. *Dent Mater* 1999;15:153-7.

Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G und Onose H. Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. *Am J Dent* 2002;15:412-6.

Miyazaki M, Hirohata N, Takagaki K, Onose H und Moore BK. Influence of self-etching primer drying time on enamel bond strength of resin composites. *J Dent* 1999;27:203-7.

- Miyazaki M, Sato M und Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent* 2000;25:75-80.
- Mjör IA und Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996;41:401-12.
- Mjör IA, Smith MR, Ferrari M und Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 2001;34:346-53.
- Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SM, Teixeira SC und Nogueira L, Jr. Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er:YAG laser and ultrasound tips. *J Appl Oral Sci* 2008;16:209-13.
- Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A und Yanagisawa K. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res* 1990;69:1659-63.
- Monticelli F, Grandini S, Goracci C und Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16:593-6.
- Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR und Toledano M. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77:195-200.
- Morley F und Stockwell PB. A simple thermal cycling device for testing dental materials. *J Dent* 1977;5:39-41.
- Munksgaard EC, Itoh K und Jorgensen KD. Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo- and load-cycling. *J Dent Res* 1985;64:144-6.
- Musikant BL, Cohen BI und Deutsch AS. The relationship of post design to the long-term success of endodontically restored teeth. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22:974-6, 978, 980 passim.
- Musikant BL und Deutsch AS. Post design and its impact on the root and crown. *Compend Contin Educ Dent* 2006;27:130-3.
- Nagas E, Cehreli ZC, Durmaz V, Vallittu PK und Lassila LV. Regional push-out bond strength and coronal microleakage of Resilon after different light-curing methods. *J Endod* 2007;33:1464-8.
- Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:125-30.
- Naumann M, Blankenstein F und Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent* 2005;33:305-12.

- Nergiz I, Schmage P, Ozcan M und Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil* 2002;29:28-34.
- Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M und Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003;89:360-7.
- Nissan J, Dmitry Y und Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001;86:304-8.
- Ohlmann B, Fickenscher F, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Gabbert O und Schmitter M. The effect of two luting agents, pretreatment of the post, and pretreatment of the canal dentin on the retention of fiber-reinforced composite posts. *J Dent* 2008;36:87-92.
- Oshida Y und Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng* 1996;6:87-100.
- Ottl P, Hahn L, Lauer H und Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002;29:175-83.
- Palmer DS, Barco MT und Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325-7.
- Papa J, Cain C und Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994;10:91-3.
- Pashley DH. In vitro simulation of in vivo bonding conditions. *Am J Dent* 1991; 4: 237-240.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA und Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1:299-309.
- Peciuliene V, Rimkuvienė J, Maneliene R und Pletkus R. Factors influencing the removal of posts. *Stomatologija* 2005;7:21-3.
- Perdigão J, Duarte S, Jr. und Lopes MM. Advances in dentin adhesion. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24:10-6; quiz 61.
- Perdigão J, Gomes G und Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont* 2007;16:154-64.
- Perdigão J, Gomes G und Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006;22:752-8.
- Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF und Bottino MA. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont* 2006;19:606-9.

Pfeiffer P und Marx R. Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweizer Monatsschr Zahnmed. 1989;99:782-786.

Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR und Prati C. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? J Endod 2005;31:891-4.

Piwowarczyk A, Lauer HC und Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent 2005;30:382-8.

Price RB, Derand T, Andreou P und Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. Biomaterials 2003;24:1013-21.

Purton DG, Chandler NP und Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. Quintessence Int 2003;34:366-9.

Qualtrough AJ und Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. Oper Dent 2003;28:86-91.

Riehle M und Simmchen E (1997). Eigenschaften der Werkstoffe und ihre Prüfung. 2.Aufl. Georg Thieme Verlag Stuttgart

Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R und Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. J Oral Rehabil 2000;27:595-601.

Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E und Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. Oper Dent 2004;29:60-8.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E und Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. J Adhes Dent 2003;5:153-62.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E und Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. Int J Prosthodont 2004;17:307-12.

Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ und Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. Braz Oral Res 2008;22:352-7.

Sato H, Kagayama M, Sasano Y und Mayanagi H. Distribution of interglobular dentine in human tooth roots. Cells Tissues Organs 2000;166:40-7.

Schäfer E (ed.) Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftungsmechanismen der Dentinadhäsive Teil 1: Grundlagen der Dentinadhäsive und Adhäsive der 1. bis 3. Generation. ZWR. 1999

Schepperheyn S (2002). Biomechanik faserverstärkter Stifte, Königsbach-Stein, Hahnenkratt GmbH.

Schroeder HE, Krey G und Preisig E. Age-related changes of the pulpal dentin wall in human front teeth. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:1450-61.

Schwartz RS und Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod 2004;30:289-301.

Sedgley CM und Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod 1992;18:332-5.

Sendhilnathan D und Nayar S. The effect of post-core and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. Indian J Dent Res 2008;19:17-21.

Serafino C, Gallina G, Cumbo E und Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;97:381-7.

Sidhu SK, Carrick TE und McCabe JF. Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. Dent Mater 2004;20:435-40.

Sidoli GE, King PA und Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. J Prosthet Dent 1997;78:5-9.

Simonetti M, Radovic I, Vano M, Chieffi N, Goracci C, Tognini F und Ferrari M. The influence of operator variability on adhesive cementation of fiber posts. J Adhes Dent 2006;8:421-5.

Siqueira JF, Jr., Batista MM, Fraga RC und de Uzeda M. Antibacterial effects of endodontic irrigants on black-pigmented gram-negative anaerobes and facultative bacteria. J Endod 1998;24:414-6.

Sirimai S, Riis DN und Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. J Prosthet Dent 1999;81 262-9.

Smith CT und Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. Quintessence Int 1997;28:457-62.

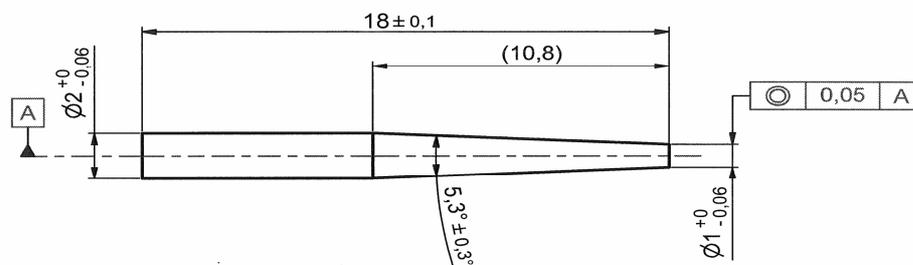
- Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F und Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater* 2008;24:1405-11.
- Sorensen JA und Dixit NV. In vitro shear bond strength of dentin adhesives. *Int J Prosthodont* 1991;4:117-25.
- Sornkul E und Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod* 1992;18:440-3.
- Souza RO, Lombardo GH, Michida SM, Galhano G, Bottino MA und Valandro LF. Influence of brush type as a carrier of adhesive solutions and paper points as an adhesive-excess remover on the resin bond to root dentin. *J Adhes Dent* 2007;9:521-6.
- Spangberg L, Engstrom B und Langeland K. Biologic effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973;36:856-71.
- Sparrius O und Grossman ES. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *J Prosthet Dent* 1989;61:678-84.
- Spierings TA, Peters MC, Bosman F und Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* 1987;66:1336-9.
- Standlee JP und Caputo AA. Endodontic dowel retention with resinous cements. *J Prosthet Dent* 1992;68:913-7.
- Standlee JP, Caputo AA und Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978;39:400-5.
- Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J und Trabert KC. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980;44:398-404.
- Stettmaier K, Kinder J, Vahl J und Reinhardt KJ. Thermic behavior of dental enamel, dentin and selected dental materials. *Dtsch Zahnarzt Z* 1978;33:474-6.
- Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 1999;81:380-5.
- Suprabha BS, Sudha P und Vidya M. A comparative evaluation of sealing ability of restorative materials used for coronal sealing after root canal therapy. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2001;19:137-42.

- Swartz DB, Skidmore AE und Griffin JA, Jr. Twenty years of endodontic success and failure. *J Endod* 1983;9:198-202.
- Tasman F, Cehreli ZC, Ogan C und Etikan I. Surface tension of root canal irrigants. *J Endod* 2000;26:586-7.
- Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN und Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 2005;31:584-9.
- Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL und Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000;2:83-98.
- Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY und Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc* 2004;135:646-52.
- Torstenson B und Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 1988;13:24-31.
- Trabert KC, Caput AA und Abou-Rass M. Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978;4:341-5.
- Triolo PT, Trajtenberg C und Paowers JM. Flexural properties and bond strength of esthetic post. *J Dent Res (IADR Abstract)* 1999;78:
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P und Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-35.
- Van Meerbeek B, Mohrbacher H, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P und Vanherle G. Chemical characterization of the resin-dentin interface by micro-Raman spectroscopy. *J Dent Res* 1993;72:1423-8.
- Vichi A, Grandini S, Davidson CL und Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 2002;18:495-502.
- Vichi A, Grandini S und Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 2002;28:355-60.
- Wang VJ, Chen YM, Yip KH, Smales RJ, Meng QF und Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater* 2008;24:372-7.

- Wendt SL, McInnes PM und Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992;8:181-4.
- Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., May KN, Jr. und Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent* 1998;11:114-7.
- Wrbas KT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Agrafioti A und Hellwig E. Bond strength between fibre posts and composite resin cores: effect of post surface silanization. *Int Endod J* 2007;40:538-43.
- Wrbas KT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Agrafioti A und Kielbassa AM. Influence of adhesive systems on bond strength between fiber posts and composite resin cores in a pull-out test design. *Dent Mater J* 2007;26:401-8.
- Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K und Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater* 2006;22:420-5.
- Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD und Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent* 1996;24:435-42.
- Zalkind M und Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. *J Prosthet Dent* 1998;79:702-5.
- Zhang L, Huang L, Xiong Y, Fang M, Chen JH und Ferrari M. Effect of post-space treatment on retention of fiber posts in different root regions using two self-etching systems. *Eur J Oral Sci* 2008;116:280-6.
- Zhang L, Magni E, Radovic I, Wang YJ, Chen JH und Ferrari M. Effect of curing modes of dual-curing luting systems and root regions on retention of translucent fiber posts in root canals. *J Adhes Dent* 2008;10:219-26.
- Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I und Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008;24:967-77.
- Zillich RM und Corcoran JF. Average maximum post lengths in endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;52:489-91.

11 Anhang

11.1 Technische Zeichnung des FRC Postec Stiftes Grösse 3



11.2 Eigenschaften des FRC Postec Wurzelstiftes

aus FRC Postec (Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar Vivadent Ausgabe September 2001)

Eigenschaft	Wert	Einheit
Biegefestigkeit	1390 ± 17	N/mm ²
Biegemodul	45000 ± 500	N/mm ²
Wasseraufnahme	18 ± 0,8	µg/mm ²
Wasserlöslichkeit	0,8 ± 0,25	µg/mm ²

11.3 Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
°	Grad
°C	Grad Celsius
µg	Mikrogramm
µm	Mikrometer
π	Pi
Abb	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
C-Faktor	Konfigurationsfaktor
d.h.	das heißt
E-Modul	Elastizitätsmodul
g	Gramm
Gew.-%	Gewichtsprozent
GIZ	Glasionomierzement
h	Höhe
HEMA	Hydroxy-Ethyl-Methacrylat
kN	kilo Newton
MDP	Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat
mg	Milligramm
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Mega-Pascal
N	Newton
nm	nanometer
r	Radius
REM	Rasterelektronenmikroskop
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
u.a.	unter anderem
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
Vol.-%	Volumenprozent
z. B.	zum Beispiel

11.4 Materialliste

- 1.) Adobe Photoshop 7.0; Fa. Adobe Systems GmbH, Georg-Brauchle-Ring 58, München, Deutschland
- 2.) AH Plus™ Sealer; Fa. Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland
- 3.) Akrylglasplatte; Technische Abteilung, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin Deutschland
- 4.) Applikationsbrush; Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
- 5.) Astralis 10; Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
- 6.) Band-Trennschleifsystems; Fa. Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland
- 7.) Cavit; Fa. 3M Espe, Seefeld, Deutschland
- 8.) Clearfil New Bond; Fa. Kuraray, Okayama, Japan
- 9.) Clearfil Core; Fa. Kuraray, Okayama, Japan
- 10.) Corel Draw 12.0; Fa. Corel Corporation, Unterschleißheim, Deutschland
- 11.) Ed Primer A + B; Fa. Kuraray, Okayama, Japan
- 12.) Endnote 9.0; Thomson Reuters, Carlsbad, CA 92011, USA
- 13.) Endokanüle; Fa. Ultradent, Salt Lake City, USA
- 14.) Endo IT professional; Fa. VDW, München, Deutschland
- 15.) endodontische Guttaperchastifte; Fa. Roeko, Langenau, Deutschland
- 16.) endodontische Papierspitzen ISO 50; Fa. Roeko, Langenau, Deutschland
- 17.) endodontische Spreader; VDW, München, Deutschland
- 18.) EXAKT-Trennschleifsystem; Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland
- 19.) Excite DSC; Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
- 20.) Flexmaster maschinelle Ni-Ti-feilen; Fa. VDW, München, Deutschland
- 21.) FRC Postec Reamer Grösse 3 #572800AN; Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- 22.) FRC Postec Grösse 3; Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- 23.) Gates-Glidden-Bohrern; Fa. VDW, München, Deutschland
- 24.) Hartplastikformen; Technische Abteilung, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin Deutschland

- 25.) Isopropanol 80 %; Apotheke, Charité-Universitätsmedizin, Berlin, Deutschland
- 26.) Lauda Compact-Kältethermostat; Fa. LAUDA GmbH, Lauda-Königshofen, Deutschland
- 27.) Lauda Einhängethermostat A 100; Fa. LAUDA GmbH, Lauda-Königshofen, Deutschland
- 28.) Microsoft Office Word 2003; Microsoft GmbH, Unterschleißheim, Deutschland
- 29.) Mikrobürstchen; Fa. Microbrush International, Garfton, WI, USA
- 30.) Mikrometerschraube; Fa. Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss, Deutschland
- 31.) MultiCore HB Stumpfaufbaumaterial; Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
- 32.) Multilink; Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- 33.) Multilink Primer A+B; Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- 34.) Natriumchlorid 0,9 % Lösung; FA. DeltaSelect GmbH, Pfullingen, Deutschland
- 35.) Natriumhypochlorid 1 %; Fa. Hedinger, Stuttgart, Deutschland
- 36.) PANAVIA™ F; Fa. Kuraray, Okayama, Japan
- 37.) Plexiglasobjektträger; Fa. Psi, Laudenbach, Deutschland
- 38.) PermaFlo DC; Fa. Ultradent Products, Salt Lake City, USA
- 39.) Präzisionsparallelführung 300 CP; Fa. Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland
- 40.) PermaFlo DC Primer A + B; Fa. Ultradent Products, Salt Lake City, USA
- 41.) Prüfstempel; Technische Abteilung, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin Deutschland
- 42.) Rasterelektronenmikroskop Cam Scan Maxim 2040; Fa. Cam Scan Maxim Elektron Optics Ltd., Cambridge, UK
- 43.) RelyX™ Unicem; Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland
- 44.) Sekundenkleber Artikel-Nr. 1733; Fa. Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland
- 45.) SPSS 11.5 für Windows; SPSS GmbH, München, Deutschland
- 46.) SONICflex® 2003; KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland

-
- 47.) Stereomikroskop; DV 4; Zeiss, Jena, Deutschland
 - 48.) Technovit 4071; Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland
 - 49.) Teflonhartplastikform; Technische Abteilung, Charité–
Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland
 - 49.) Thymol 0,1 %; Fa. Merck, Darmstadt, Deutschland
 - 50.) Total-Etch, Ätzel; Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
 - 51.) Trennscheibe Transvident P-66120; Fa. Hopf, Ringleb & Co. GmbH &
Cie. Berlin, Deutschland
 - 52.) Universalprüfmaschine Z 010; Zwick GmbH & Co. Kg, Ulm, Deutschland
 - 53.) Variolink II Befestigungskomposit; Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan,
Liechtenstein
 - 54.) Vaseline 701; Fa. RS Components GmbH, Bad Hersfeld, Deutschland

11.5 Danksagung

Prof. Dr A. M. Kielbassa für die Vorgabe des Dissertationsthemas, die Betreuung der wissenschaftlichen Arbeit und für die Anfertigung des Erstgutachtens.

Frau OÄ Dr. K. Bitter (Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie) für die hilfsbereite Betreuung und die guten Anregungen während der Arbeit.

Herrn Dr. K. Neumann (Institut für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie) für die Beratung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Herzlicher Dank gilt Frau G. Bölling (Abteilung für experimentelle Zahnheilkunde) für die freundliche Unterstützung bei den Push-out-Versuchen mit der Zwickmaschine, Frau A. D. Kähler (Abteilung für experimentelle Zahnheilkunde) für die Unterstützung bei Auswertung der Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop.

Dank an Herrn Breuer (technischen Werkstätte des Universitätsklinikums Benjamin Franklin) für die schnelle Umsetzung der Lösungsvorschläge für den Versuchsaufbau.

Bei den Herstellern für die großzügige Bereitstellung der Materialien, an erster Stelle Ivoclar Vivadent.

Besonderer Dank gilt meinem Kollegen und gutem Freund Dr. Karsten Priehn für seine Unterstützung bei der Versuchsdurchführung.

Dank gilt den Menschen, die diese Arbeit auf besondere Weise unterstützt haben (Dr. Fritz Priehn, Hannes Priehn, Manoj Attaikulam); und für die Hilfe beim orthographischen Korrekturlesen Anja Kunjandy, Brigitte Höynck und Dr. Michael Höynck.

Meiner Familie, meiner Frau Jana und meinen Freunden gebührt Dank für die Motivation bzw. das Verständnis, insbesondere in der Zeit der Erstellung der Arbeit.

Mein herzlichster Dank gilt meiner Mutter und meinem Vater für die ausdauernde Förderung und Motivation, nicht nur für dieses Projekt, sondern für die Unterstützung auf meinem gesamten Lebensweg.

11.6 Curriculum Vitae

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

11.7 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Jaimy Peter Kanjuparambil, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

Einfluss von thermozyklischer Belastung und Lokalisation auf die Haftung unterschiedlicher Befestigungskomposite im Wurzelkanal

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

10.11.2009

Jaimy Peter Kanjuparambil