

Aus dem CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Adhäsiver Verbund zum Wurzeldentin in Abhängigkeit von der Wurzelkanaltiefe,
dem Befestigungsmaterial, der Spüllösung und der Befestigungsmethode -
eine In-vitro-Untersuchung**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnärztin Lydia Schulze

aus Greifswald

Gutachter: 1. Prof. Dr. K.-R. Jahn
2. Prof. Dr. med. dent. St. Zimmer
3. Priv.-Doz. Dr. M. Naumann

Datum der Promotion: 21.11.2008

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
2	Literaturübersicht	8
2.1	Intrakanaläre Stifte	8
2.1.1	Klassifikation intrakanalärer Stifte	8
2.1.1.1	Stiftmaterialien	9
2.1.1.2	Stiftform und Oberflächenbeschaffenheit.....	10
2.1.1.3	Herstellungsverfahren.....	11
2.1.2	Präparation für den Stift.....	11
2.1.3	Spülung und Desinfektion des Wurzelkanals	12
2.1.4	Befestigung von Wurzelkanalstiften	13
2.2	Befestigungsmaterialien	14
2.2.1	Aufbau der Befestigungskomposite	15
2.2.2	Polymerisation.....	16
2.2.3	Klassifikation der Kompositmaterialien	17
2.2.4	Materialeigenschaften	18
2.3	Adhäsivtechnik	20
2.3.1	Aufbau und Strukturmerkmale des Dentins	20
2.3.2	Adhäsiver Verbund zum koronalen Dentin und Wurzeldentin	21
2.3.3	Übersicht über Adhäsivsysteme	23
2.3.3.1	Imprägnierung der Schmierschicht	23
2.3.3.2	Entfernung der Schmierschicht.....	23
2.3.3.3	Modifikation der Schmierschicht	25
2.3.4	Adhäsiver Verbund zum faserverstärkten Stift	26
3	Fragestellung	28
4	Material und Methode	30
4.1	Übersicht	30
4.2	Herstellung der Proben	31
4.2.1	Auswahl und Vorbereitung der Proben.....	31
4.2.2	Aufbereitung des Wurzelkanals und Stiftbohrung.....	31
4.2.3	Einbettung der Wurzeln	32
4.3	Einsetzen der Stifte	33
4.3.1	Zusammensetzung und Verarbeitung von Super-Bond C&B	34
4.3.2	Zusammensetzung und Verarbeitung von Multilink	35

4.3.3	Zusammensetzung und Verarbeitung von Panavia F 2.0.....	36
4.4	Herstellung der Querschnitte für den Ausstoßversuch.....	37
4.5	Ausstoßversuch.....	38
4.6	Statistische Auswertung.....	39
5	Ergebnisse	41
5.1	Einfluss der Befestigungstiefe im Wurzelkanal.....	41
5.2	Einfluss des Befestigungsmaterials.....	43
5.3	Einfluss der Spüllösung.....	45
5.4	Einfluss der Befestigungsmethode.....	46
5.5	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	48
6	Diskussion	49
6.1	Material und Methode.....	49
6.1.1	Auswahl und Lagerung der Zähne.....	49
6.1.2	Auswahl und Vorbereitung der Stifte.....	50
6.1.3	Angewandte Befestigungskompositsysteme.....	51
6.1.4	Vorbereitung der Wurzeln.....	52
6.1.5	Herstellung der Querschnitte für den Ausstoßversuch.....	53
6.1.6	Ausstoßversuch.....	53
6.2	Ergebnisse.....	54
6.2.1	Einfluss der Tiefe innerhalb des Wurzelkanal.....	54
6.2.2	Einfluss des Befestigungskomposits.....	56
6.2.3	Spüllösung.....	58
6.2.4	Befestigungsmethode.....	60
7	Schlussfolgerungen	63
8	Zusammenfassung	64
9	Summary	66
10	Literaturverzeichnis	68
11	Abbildungsverzeichnis	84
12	Tabellenverzeichnis	85
13	Anhang	86
13.1	Ergebnisse der deskriptiven Statistik.....	86
13.2	Materialliste.....	92
13.3	Danksagung.....	94
13.4	Lebenslauf.....	95

1 Einleitung

Wurzelkanalstifte spielen bei der definitiven Versorgung endodontisch behandelter Zähne eine wichtige Rolle, auch wenn die Indikation zur Stiftsetzung heute streng gestellt wird und der Substanzschonung unterliegt [Naumann 2003]. Bei Zähnen mit einer starken Zerstörung der klinischen Krone ist die Insertion eines Stiftes die einzige Möglichkeit, den betroffenen Zahn mit einer prothetischen Versorgung zu erhalten [Edelhoff et al. 2003]. Die Ziele der endodontischen Behandlung sind ein dauerhafter, bakteriendichter Verschluss des Wurzelkanals sowie eine dichte und dauerhafte Rekonstruktion, beides mit einem biokompatiblen Material. Die Prognose ist einerseits von der Wurzelkanalbehandlung abhängig. Andererseits ist auch die postendodontische Restauration von entscheidender Bedeutung [Tronstad et al. 2000].

Durch die Einführung metallfreier, transluzenter Restaurationsmaterialien änderten sich auch die ästhetischen Anforderungen an die Stiftmaterialien. Aufgrund dessen wird nach Stiftmaterialien gesucht, deren physikalische, chemische und optische Eigenschaften einen geringen Einfluss auf die natürliche Zahnschmelze und das Parodont haben.

Mit faserverstärkten Kompositen wurden Materialien zur Herstellung von entsprechenden Wurzelstiften entwickelt. Diese verringern die Übertragung einwirkender Kräfte auf die Zahnhartsubstanz. Durch ein dentinähnliches Elastizitätsmodul werden Spannungen vermieden [Ferrari et al. 2000b; Mannocci et al. 1999a; Pegoretti et al. 2002]. Daher führt die Anwendung dieser Stifte zu signifikant weniger Wurzelfrakturen [Janssen & Hülsmann 2003]. Ein weiterer Vorteil ist die Wiederentfernbarkeit aus dem Wurzelkanal [Anderson et al. 2007; de Rijk 2000]. Das adhäsive Einsetzen von Glasfaserstiften führt im Vergleich zu konventionell zementierten Stiften zu einer Steigerung der Retention und einer verbesserten koronalen Dichtigkeit [Bachicha et al. 1998]. Daraus resultiert eine bessere Erfolgsquote endodontisch behandelter Zähne [Boschian Pest et al. 2002; Ferrari et al. 2000b; Monticelli et al. 2003]. Ein weiterer Vorteil ist die Möglichkeit des Stifteinsatzes als Chairside-Behandlung, was substanz-, zeit- und kostensparend ist. Lange provisorische Phasen können somit vermieden werden [Grandini et al. 2005b; Willershausen et al. 2002]. Wegen dieser Vorteile kommen (adhäsiv befestigte) Glasfaserstifte derzeit in der Praxis vermehrt zum Einsatz.

Aufgrund der Hydrophilie des Dentins ist die Verbindung mit dem hydrophoben Komposit erschwert. Damit werden besondere Anforderungen an das Adhäsivsystem in Hinblick auf die Dentinhaftung gestellt. Verschiedene Faktoren beeinflussen die Dentinhaftung, z.B. die Lokalisation im Dentin, die Dentinstruktur und somit die Anzahl und Größe der Dentintubuli sowie das Angebot an peritubulären Dentin [Camargo et al. 2007; Mjör & Nordahl 1996; Mjör et al. 2001]. Zudem haben das Befestigungsmaterial [Bitter et al. 2006a; Wrbas et al. 2006a] und die vorher verwendete Wurzelkanalspüllösung [da Silva et al. 2005; Erdemir et al. 2004; Haller et al. 1992; Nikaido et al. 1999; Scelza et al. 2003] Einfluss auf die Dentinhaftung. Welche Rolle die Art und Weise des Einbringens des Befestigungskomposits für die Dentinhaftung spielt, ist weitgehend ungeklärt.

In der vorliegenden Arbeit soll die Beeinflussbarkeit des adhäsiven Verbundes von Glasfaserstiften zum Wurzelkanaldentin durch die verwendete Spüllösung, die Befestigungsmethodik, das Befestigungsmaterial und die unterschiedliche Lage im präparierten Wurzelkanal mittels Ausstoßversuch untersucht werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Intrakanaläre Stifte

Eine Wurzelkanalbehandlung ist oft bei ausgedehnten kariösen Defekten oder nach einem Trauma unumgänglich. Ein weiterer Substanzverlust tritt durch die Präparation einer Zugangskavität, die Entfernung des Kavumdaches und die Aufbereitung der Kanäle ein. Dies führt zu einer Schwächung des Zahnes [Fernandes & Dessai 2001; Howe & McKendry 1990]. Eine zunehmende Versprödung und somit eine Veränderung der physikalischen Eigenschaften wurzelkanalbehandelter Zähne [Sedgley & Messer 1992; Stanford et al. 1958] sowie eine Dehydrierung des Dentins [Papa et al. 1994] konnten nicht nachgewiesen werden. Die Präparation für den Stift erfordert zudem einen weiteren Substanzverlust. Somit kommt es zu einer zusätzlichen Schwächung des endodontisch behandelten Zahnes [Schwartz & Robbins 2004]. Die Anwendung von Adhäsivsystemen in Verbindung mit Kompositmaterialien zum Aufbau wurzelkanalbehandelter Zähne stellt den Einsatz konventioneller Wurzelstifte zunehmend in Frage. Sind Anteile der klinischen Krone erhalten, ist das Einsetzen eines Stiftes kritisch zu betrachten [Naumann 2003]. Ist unzureichend koronale Zahnhartsubstanz für einen adhäsiven Aufbau vorhanden oder muss mit überdurchschnittlichen Scher- und Zugkräften am Pfeilerzahn gerechnet werden, kommt ein intrakanalärer Stift zur Anwendung. Die Indikation für Stifte besteht heute darin, genügend Retention für den Aufbau zu schaffen [Heydecke et al. 1999].

Ein klassischer Stiftaufbau beinhaltet folgende Konstruktionselemente:

- Aufbau - als Ersatz des koronalen Zahnhartsubstanzanteils. Er dient der Verankerung der definitiven Restauration.
- Wurzelkanalstift - als Retention für den Aufbau.
- Befestigungsmaterial - zur Verankerung des Stiftaufbaus im Zahn und zur Abdichtung des Wurzelkanals.

2.1.1 Klassifikation intrakanalärer Stifte

Intrakanaläre Stifte lassen sich unterscheiden nach:

- dem Material (Metall, Keramik, faserverstärktes Komposit),
- der Form (zylindrisch, zylindrisch-konisch, konisch),

- der Oberflächenbeschaffenheit (mit Gewinde, glatt, aufgeraut, segmentiert),
- dem Herstellungsverfahren (konfektioniert, individuell, direkt, indirekt) [Lauer et al. 1996].

2.1.1.1 *Stiftmaterialien*

Für Stifte aus Metalllegierungen (Titan, Kobalt-Chrom, Gold-Iridium, Gold-Platin) gibt es gute Langzeiterfahrungen. Die Frakturresistenz von Zähnen mit gegossenen Stiftaufbauten ist sehr hoch [Martinez-Insua et al. 1998; Sirimai et al. 1999]. Durch Korrosion kann es zu Verfärbungen an der umliegenden Gingiva sowie der Wurzel und somit zu optisch ungünstigen Eigenschaften kommen [Wirz & Christ 1982].

Vollkeramische Stifte, dazu gehören z.B. Stifte aus aluminiumoxidverstärkter Keramik oder aus Zirkonoxidkeramik, bieten durch ihre weiße Farbe und Transluzenz ausgezeichnete optische Eigenschaften [Edelhoff et al. 2000a; Koutayas & Kern 1999]. Sie sind korrosionsstabil und biokompatibel. Als nachteilig zu werten sind das hohe Elastizitätsmodul, die extrem hohe Härte und die Nichtentfernbarkeit. Da der Kronen-Wurzel-Komplex eine gewisse Elastizität besitzt, ist die hohe Biegefestigkeit (1000 MPa) ebenfalls als Nachteil zu werten [Asmussen et al. 1999; Mannocci et al. 1999a].

Die ersten Wurzelkanalstifte aus verstärkten Kompositmaterialien enthielten Kohlenfasern, die in eine Polymermatrix eingebettet waren. Durch die schwarze Färbung ist der Einsatz unter Vollkeramik- und Kunststoffrestaurationen aus ästhetischer Sicht nicht vertretbar [Vichi et al. 2000]. Auch die ungünstige Röntgenopazität ist von Nachteil. So kam es zum Einsatz von Glas- und Quarzfasern.

Die faserverstärkten Wurzelstifte unterscheiden sich in ihrer Faserart, der Makroform, dem Durchmesser der Einzelfasern, dem Faserverlauf und der Faserdichte. Die faserverstärkten Stifte bieten gegenüber vorgefertigten Metall- und Keramikstiften folgende Vorteile:

- Sie haben ein niedriges Elastizitätsmodul, ähnlich dem Dentin (21.000 MPa für Kohlenfaserstifte, 29.000 MPa für Glasfaserstifte, 18.500 MPa für Dentin) [Boschian Pest et al. 2002; Mannocci et al. 1999a; Willems et al. 1993]. Durch eine optimale Spannungsverteilung innerhalb der Wurzel kommt es zu weniger Stiftilockerungen und Wurzelfrakturen [Ferrari et al. 2000b; Malferrari et al. 2003].

- Die günstige Biomechanik kann durch einen stabilisierenden adhäsiven Verbund mit dem Dentin noch unterstützt werden [Boschian Pest et al. 2002; Ferrari et al. 2000b; Monticelli et al. 2003; Pegoretti et al. 2002].
- Sie sind biokompatibel und korrosionsresistent. Glas- und Quarzfaserstifte sind außerdem lichtleitfähig. Durch die transluzente Eigenschaft der Glas- bzw. Quarzfasern ist die Befestigung mit einem dualhärtenden Zement möglich [Patyk et al. 2005].
- Die guten optischen Eigenschaften der Glas- und Quarzfaserstifte erfüllen die heutigen ästhetischen Ansprüche [Rosentritt et al. 2000].
- Sie sind mittels rotierender Werkzeuge wieder entfernbar. Dadurch minimiert sich das Risiko einer Perforation [Anderson et al. 2007; de Rijk 2000].
- Weiterhin werden ihre gute mechanische Belastbarkeit und ihr verringertes Reinfektionsrisiko durch eine zeitsparende Chairside-Behandlung diskutiert [Bateman et al. 2003; Grandini et al. 2005b; Schwartz & Robbins 2004].

Durch die reduzierte Röntgenopazität faserverstärkter Stifte ist das problemlose Identifizieren einer Restauration und somit das Erkennen von z.B. Sekundärkaries erschwert. Inzwischen wurden Stiftsysteme mit einer akzeptablen Röntgenopazität entwickelt [Zappini & Seitner 2005].

Durch eine unsachgemäße Bearbeitung, z.B. beim Kürzen des Stiftes, kann es zu Strukturstörungen des Faser-Matrix-Systems mit Desintegration der Glas- oder Karbonfasern kommen [Grandini et al. 2002]. Eine neue Form stellen Glasfasern in einer nicht polymerisierten Kompositmatrix dar, wobei der Stift anfangs flexibel ist und sich dann mit dem adhäsiven Befestigungsmaterial verbindet [Mannocci et al. 2005].

2.1.1.2 Stiftform und Oberflächenbeschaffenheit

Eine konische Stiftgeometrie entspricht mit ihrem Design am ehesten der anatomischen Wurzel und ist somit an die Kanalwände gut adaptiert. Diese Stifte haben gegenüber den zylindrisch passiven Stiften eine geringere Perforationsgefahr. Jedoch zeigt sich ein erhöhter Retentionsverlust [Standlee et al. 1978], der durch ein adhäsives Einsetzen [Balbosh et al. 2005; Nissan et al. 2001] und eine Oberflächenbehandlung des Stiftes [Nergiz et al. 2002] sowie eine aufgeraute Wurzelkanalwand [Nergiz et al. 1993] minimiert werden kann. Durch die Kombination eines zylindrisch, retentiven mit einem

apikal konischem Anteil wird die Wurzelanatomie besser berücksichtigt und man erhält ausreichend Retention [Lambjerg-Hansen & Asmussen 1997].

Zylindrische Stifte zeigen gute Langzeitergebnisse und höhere Retentionswerte als konische Stifte [Qualtrough et al. 2003; Sahafi et al. 2004; Stockton 1999]. Die Aufbereitung führt zu einem starken apikalen Substanzverlust; die Perforationsrate ist erhöht.

Die aktiven Stiftsysteme lassen sich in Systeme mit selbstschneidendem Gewinde und Systeme mit Handinstrumenten zum Vorschneiden eines Gewindes unterteilen. Durch den Einsatz dieser sogenannten Schraubensysteme werden hohe Retentionswerte erreicht. Es entstehen große Spannungen und das Wurzelfrakturrisiko ist erhöht [Rolf et al. 1992; Thorsteinsson et al. 1992]. Aufgrund der hohen Spannungen resultiert eine geringe Erfolgsrate und die Anwendung dieser Stifte gilt heute als obsolet [Sahafi et al. 2004].

2.1.1.3 Herstellungsverfahren

Es lassen sich direkte und indirekte Herstellungsverfahren unterscheiden.

Sind Zähne stark zerstört, aber erhaltungswürdig, empfiehlt sich die Herstellung eines individuellen Stiftes durch die indirekte Methode. Dieses erfordert einen höheren Zahnhartsubstanzauftrag durch Vermeidung untersichgehender Bereiche und die Präparation eines Kanalnlays als Rotationssicherung. Für die Herstellung bis zum Einsetzen werden zwei Sitzungen beim Zahnarzt benötigt [Edelhoff et al. 2000b].

Erfolgt die Präparation für einen direkten Stift, ist der Substanzverlust minimal, da untersichgehende Bereiche belassen werden. Sie dienen als Rotationsschutz. Eine mögliche bakterielle Besiedlung des Wurzelkanals wird vermieden, weil durch die Chairside-Behandlung der präparierte Wurzelkanal nicht provisorisch versorgt werden muss. Die Behandlung ist zeitsparend, wodurch auch eine gute Patientencompliance erreicht wird [Grandini et al. 2005b; Heydecke et al. 2002].

2.1.2 Präparation für den Stift

Das Wurzelfüllmaterial ist im Aufbereitungsbereich vollständig zu entfernen. Im apikalen Anteil der Wurzel sollen als Versiegelung 3 mm Wurzelkanalfüllung erhalten bleiben [Kvist et al. 1989]. Teilweise werden sogar 4 bis 6 mm Wurzelfüllung als apikale Versiegelung gefordert [Abramovitz et al. 2001; Peroz et al. 2005].

Die Aufbereitungslänge des Wurzelkanals für den Stift sollte zwei Drittel der Gesamtwurzel betragen, mindestens jedoch der Kronenlänge entsprechen [Stockton 1999]. Die Präparation richtet sich danach, ob ein direkter oder indirekter Stift konventionell oder adhäsiv befestigt werden soll. Eine adhäsive Befestigung kompensiert die Retention kürzerer Stifte [Nissan et al. 2001]. Entscheidend für die Erhöhung der Frakturresistenz endodontisch behandelter Zähne ist nicht so sehr die Stiftlänge, sondern das Prinzip des „Ferrule design“, welches einen 1,5 – 2 mm breiten Dentinrand apikal des Aufbaus beinhaltet [Isidor et al. 1999; Libman & Nicholls 1995; Naumann et al. 2007]. Dieser Dentinrand wird von der definitiven Krone ringförmig umfasst.

2.1.3 Spülung und Desinfektion des Wurzelkanals

Es werden verschiedene Spüllösungen wie Wasserstoffperoxid, Chlorhexidin (CHX) und Natriumhypochlorit (NaOCl) bei der endodontischen Behandlung eingesetzt. Hinzu kommt, vor allem bei der maschinellen Aufbereitung, der Wirkstoff Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA).

Durch die Anwendung von Natriumhypochlorit auf Dentinoberflächen wird die Schmierschicht (smear layer) entfernt [Teixeira et al. 2005]. Es kommt zu einer Reduktion der Dentinhaftung mit adhäsiven Verbundversagen [Ernst et al. 1999; Frankenberger et al. 2000]. Die Hybridlayer-Schicht ist reduziert [Sakoolnamarka et al. 2002]. Auch in neueren Studien konnte eine Verringerung der Haftkraft nach einer NaOCl-Behandlung nachgewiesen werden [Toledano et al. 2005; Vongphan et al. 2005], wobei die Kontaktzeit von NaOCl nach dem Ätzvorgang einen Einfluss hat [Perdigao et al. 2000].

Auch für die Vorbehandlung von Wurzeldentin mit NaOCl konnte eine Verminderung der Haftfestigkeit für den adhäsiven Verbund ermittelt werden [Ari et al. 2003; Erdemir et al. 2004; Mannocci et al. 1999b; Nikaido et al. 1999].

In anderen Untersuchungen kam man bei der Anwendung von NaOCl nach der Ätzung zu gegenteiligen Ergebnissen. Je nach Adhäsivsystem hatte NaOCl keinen Einfluss oder die Verbundfestigkeit erhöhte sich sogar [Ferrari et al. 2000a; Vargas et al. 1997].

EDTA dient ebenfalls der Beseitigung der Schmierschicht im Wurzeldentin [Carvalho Batista et al. 2005] und zur Dekalzifizierung [Scelza et al. 2003]. Dabei ist die Effektivität von EDTA mit der von NaOCl vergleichbar [Teixeira et al. 2005]. Eine Spülzeit von 3 Minuten mit einer 17 %igen EDTA-Lösung war bei der Entfernung der Schmierschicht

am effektivsten. Eine Verlängerung der Kontaktzeit brachte keine weitere Verbesserung [Scelza et al. 2004]. FUENTES et al. wiesen in ihren Untersuchungen eine Reduktion der Haftkraft und der Mikrohärtigkeit des mineralisierten Dentins nach der Anwendung von EDTA und NaOCl nach [Fuentes et al. 2004]. In der Studie von HAYASHI kam es bei der Desinfektion der Kavitäten mit EDTA und NaOCl zu signifikant höheren Haftwerten als bei der alleinigen Vorbehandlung mit EDTA in Verbindung mit Wet-Bonding-Systemen. Bei den selbststützenden Systemen sank die Haftkraft bei der Anwendung von EDTA. Das angewendete Dentin-Bonding-System hat dabei einen entscheidenden Einfluss [Hayashi et al. 2005].

Durch die Spülung mit Chlorhexidin oder durch dessen Anwendung in Gelform kommt es zu einer zusätzlichen signifikanten Reduktion des Bakterienwachstums [Barthel et al. 2002; Zamanly et al. 2003]. Der antimikrobielle Effekt im Wurzelkanal ist über einen Zeitraum von zwölf Wochen nachweisbar [Rosenthal et al. 2004]. In einer Untersuchung von da SILVA et al. wurde ein 2 %iges Chlorhexidin-Gel während der Stiftpräparation angewandt. Dies führte zu besseren Ergebnissen der Haftkraft als die Spülung mit NaOCl und EDTA [da Silva et al. 2005].

2.1.4 Befestigung von Wurzelkanalstiften

Schlechte Patientencompliance, langzeitige provisorische Versorgungen und Paro-Endoläsionen machen 95 % der Misserfolge aus. Erst durch die definitive Versorgung des Zahnes wird dieser penetrationsfrei abgedichtet [Saunders & Saunders 1994]. Entscheidend für den Erfolg ist die zeitnahe definitive und minimal-invasive Versorgung [Willershausen et al. 2002]. Zwischen der Wurzelkanalfüllung und der Stiftsetzung sollten mindestens 24 Stunden liegen, um ein vollständiges Abbinden des Befestigungsmaterials zu gewährleisten [Naumann 2004].

Von großer Bedeutung für das Retentionsvermögen des Stiftes und somit für den Langzeiterfolg des restaurierten Zahnes ist das verwendete Befestigungsmaterial [Mendoza & Eakle 1994; Utter et al. 1997].

Das definitive Einsetzen von Wurzelkanalstiften kann mit Zinkoxid-Phosphat- oder Glasionomermaterial sowie auch mit Befestigungskompositen (dual- oder chemisch härtende Komposite) und deren dazugehörigen Dentinadhäsivsystemen erfolgen.

Ein adhäsives Einsetzen von Wurzelstiften führt zu einer Steigerung der Retention und einer verbesserten koronalen Dichtigkeit im Vergleich zu konventionell zementierten Stiften (Zinkoxid-Phosphat-Zement, Glasionomermaterial) und somit zu einer besseren

Erfolgsquote endodontisch behandelter Zähne [Duncan & Pameijer 1998; Mendoza & Eakle 1994; Mendoza et al. 1997; Utter et al. 1997]. BACHICHA et al. konnten eine bessere Abdichtung zwischen dem Stift und der Kanalwand sowie signifikant weniger Mikroundichtigkeiten gegenüber der Zementierung mit Glasionomer- oder Zinkphosphatzement nachweisen [Bachicha et al. 1998]. Befestigungskomposite weisen gegenüber Glasionomerzementen eine höhere Resistenz gegenüber zyklischen Belastungen im In-vitro-Test auf [Junge et al. 1998]. Wird das Befestigungsmaterial mit einem Lentulo in den Kanal eingebracht und auf den Stift appliziert, erhält man eine blasenfreie Konsistenz und somit bessere Retentionswerte [Fonseca et al. 2006]. Bei den konventionellen Zementen (Zinkoxid-Phosphat-, Glasionomerzement) ist dies die bevorzugte Vorgehensweise. Bei den adhäsiven Befestigungszementen hängt die Art des Einsetzens von dem verwendeten System ab. Die Hersteller von Panavia und Multilink raten beispielsweise davon ab, das Material in den Kanal mittels Lentulo einzubringen, da es unter Sauerstoffausschluss zu einer schnelleren Polymerisation kommt (Produktinformation Kuraray-Dental Panavia 2006, Produktinformation Vivadent Multilink 2003). Im Zweifelsfall erfolgt die Applikation des Befestigungskomposits nur auf den Stift.

2.2 Befestigungsmaterialien

Befestigungsmaterialien dienen der dauerhaften Verbindung festsitzender Restaurationen aus Metalllegierungen, Kunststoffen oder Keramiken an der Zahnhartsubstanz.

Man unterscheidet folgende Befestigungsmaterialien:

- Phosphatzemente
- Polycarboxylatzemente
- Glasionomerzemente
- Kunststoffverstärkte Glasionomerzemente
- Compomere
- Befestigungskomposite

In dieser Arbeit kommt es ausschließlich zur Anwendung von Befestigungskompositen, weshalb im Folgenden nur auf diese Gruppe eingegangen wird.

2.2.1 Aufbau der Befestigungskomposite

Komposite sind zusammengesetzte Werkstoffe aus mindestens zwei chemisch unterschiedlichen Komponenten. In der Zahnmedizin bestehen sie aus:

- der organischen Phase (organische Matrix) bestehend aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmenten, Additiva,
- der anorganischen Phase (disperse Phase), diese entspricht den Füllstoffen,
- der Verbundphase aus Silanen und Kopolymeren, welche die anderen beiden Phasen zusammenführt [Hellwig et al. 2007b; Lutz et al. 1983a].

Hauptbestandteil der **organischen Phase** sind Monomere bzw. Komonomere mit einer, zwei oder drei endständigen Doppelbindungen (Mono-, Di- und Trimethacrylate) [Janda 1988]. In der vereinfachten Grundformel MA-R-MA steht MA für den Methacrylsäureester-Rest. Das zentrale Molekül R steht für das organische Zwischenglied (aliphatische Ketten, aromatische Ringe und Polyäther). Es ist für die mechanischen Eigenschaften (Wasseraufnahme, Schrumpfung, Polymerisationsgrad, Viskosität) verantwortlich [Hellwig et al. 2007b]. Das bekannteste Methacrylat ist das von BOWEN 1962 patentierte Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat), ein langkettiges Monomer, welches hoch reaktiv und nur gering toxisch ist. Bei langkettigen, hochmolekularen Monomeren ist die Polymerisationskontraktion geringer als bei kurzkettigen Molekülen [Janda 1988]. Diese Verbindungen haben jedoch eine hohe Viskosität. UDMA (Urethandimethacrylat) ist ein weiteres langkettiges Monomer, dessen zentraler Bestandteil modifiziert wurde, um die Schrumpfung und den Polymerisationsgrad zu verbessern und die Wasseraufnahme zu verringern. Es hat eine niedrigere Viskosität.

Um eine bessere Verarbeitbarkeit zu erreichen, werden Verdünnermonomere (Komonomere), z.B. EGDMA (Ethylenglykoldimethacrylat) und TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat), eingesetzt. Sie senken aufgrund ihres niedrigen Molekulargewichts die hohe Viskosität von Bis-GMA. Dadurch können mehr Füllkörper dem Monomergemisch zugefügt werden [Roulet 1987; Soderholm & Mariotti 1999].

Das Angebot verschiedener Farben durch den Einsatz von Farb- und Trübungsmitteln ermöglicht die ästhetische Anwendung im sichtbaren Bereich [Janda 1996].

Als Füllkörper für die **anorganische Phase** kommen hauptsächlich Quarz, Keramik, Glas oder Siliziumdioxid zur Anwendung. Sie werden für die Reduktion der

Polymerisationsschrumpfung auf ca. 3 %, die Erhöhung der Verschleißfestigkeit [Bowen 1979], die Verbesserung der Druck- und Zugfestigkeit und des Elastizitätsmoduls sowie die Verringerung der Wasseraufnahme und des linearen thermischen Expansionskoeffizienten eingesetzt. Sind die Gläser schwermetallhaltig (Barium- oder Strontiumglas) ist eine Röntgenopazität gewährleistet.

Nach LUTZ et al. werden drei Füllstoffkategorien unterschieden [Lutz et al. 1983a]:

- konventionelle Makrofüller: Glas, Quarz oder Keramik mit einer mittleren Teilchengröße von 2 bis 10 μm ,
- Mikrofüller: pyrogenes Siliziumdioxid mit einer Teilchengröße von 0,04 μm ,
- Mikrofüllerkomplexe: es werden splitterförmige und sphärische Vorpolymerisate mit einer Teilchengröße von 100 bis 200 μm sowie agglomerierte Mikrofüllerkomplexe unterschieden.

Hochgefüllte Befestigungskomposite haben eine geringe Polymerisationsschrumpfung. Sie sind jedoch hochviskös und werden mit Ultraschalltechnik verarbeitet [Noack et al. 1991].

Die **Verbundphase** bindet die anorganische Phase in die organische Phase ein. Die Füllkörper werden mit dem Silanisierungsmittel, meist 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan, beschichtet. Durch die Silanverbindung werden die mechanischen Werte, wie Druck- und Biegefestigkeit sowie die Vickers-Härte, erhöht. Sie kann allerdings durch Hydrolysereaktionen, die im Mundmilieu ablaufen, gespalten werden. Dann kommt es zum Verlust der Füllkörper und damit zu einem höheren Verschleiß des Komposits [Hickel 1997; Lutz et al. 1983a].

2.2.2 Polymerisation

Die Polymerisation ist eine chemische Reaktion, bei der Monomere durch Katalysatoren und unter Auflösung der Mehrfachbindungen zu Polymeren reagieren.

Die Befestigungskomposite lassen sich nach dem enthaltenden Initiatorsystem einteilen in rein lighthärtende, rein chemisch härtende und dualhärtende Systeme. Die Initiatoren werden durch einen Aktivator in Radikale umgesetzt, die die Polymerisation starten.

Lighthärtende Komposite enthalten heute Photoinitiatoren (z.B. Kampferchinon), die durch Halogenlicht mit einer Wellenlänge im Bereich von 400-480 nm, aktiviert werden. Bei den lichtsinitiierten Materialien handelt es sich um Ein-Pasten-Systeme aus einer homogenen Masse mit einer steuerbaren Verarbeitungszeit. In zu großen

Schichtstärken ist die Polymerisation nicht vollständig. Die Lichtintensität hat Einfluss auf die Polymerisationsrate [Hellwig et al. 2007b; Lovell et al. 1999].

Bei chemisch härtenden Kompositen beginnt die Polymerisation mit dem Anmischvorgang des Paste-Paste- oder des Flüssigkeits-Pulver-Komposits. Der in der Katalysatorpaste enthaltene Initiator (Benzoylperoxid) reagiert mit einem in der Basispaste enthaltenen Akzelerator (tertiäres Amin). Die Verarbeitungszeit ist eingeschränkt. Der Polymerisationsgrad (Konversionsgrad) ist geringer als bei lichthärtenden Materialien. Somit bleibt ein erhöhter Restmonomergehalt bestehen. Die Durchhärtung ist ohne weitere Energiezufuhr in der gesamten Dicke des Materials gewährleistet [Hellwig et al. 2007b].

Beim Anmischen der beiden Komponenten dual- und chemisch härtender Befestigungskomposite kommt es zum Einmischen von Luft, woraus nach der Polymerisation Porositäten resultieren [Roulet & Besancon 1983] und sich die Haftkraft verringert [Sanares et al. 2001].

Dualhärtende Materialien vereinen die Vorteile aus der chemischen Härtung und der Lichthärtung. Bei einer zeitlich definierten Aushärtung erfolgt auch eine vollständige Polymerisation in tiefgelegenen Bereichen [Giachetti et al. 2004].

2.2.3 Klassifikation der Kompositmaterialien

Die unterschiedliche Beschaffenheit der Füllkörper führt zur Einteilung der Komposite nach der Füllstoffart in:

- Makrofüllerkomposite (konventionelle Komposite)
- homogene Mikrofüllerkomposite
- inhomogene Mikrofüllerkomposite
- Hybridkomposite [Hellwig et al. 2007b; Lutz et al. 1983a; Roulet 1982].

Konventionelle Komposite enthalten Makrofüller aus Quarz, Glas oder Keramik mit einer durchschnittlichen Teilchengröße von 5 bis 10 μm . Durch den Härteunterschied zwischen Matrix und Füllkörpern kommt es zum Herausbrechen von Füllkörpern. Dies hat hohe Abrasionswerte und ein schlechtes Polierverhalten zur Folge. Durch den unregelmäßigen Abtrag von Matrix und Füllkörpern kommt es zu Rauigkeiten, einer vermehrten Plaqueakkumulation und Verfärbungen [Janda 1988; Willems et al. 1993].

Die Füllkörper der **homogenen Mikrofüllerkomposite** bestehen aus hochdispenser Kieselsäure. Die Teilchengröße dieses pyrogenen Siliziumdioxids liegt bei 0,01 bis 0,04

µm [Willems et al. 1993]. Sie sind bei geringem Verschleiß sehr gut polierbar. Zu den Nachteilen gehören die verringerte physikalische Belastbarkeit gegenüber den Makrofüllern und eine deutlich höhere Polymerisationsschrumpfung. Durch den hohen Viskositätsgrad ist das Material sehr zäh und die Verarbeitung sehr schwierig [Lutz et al. 1983a].

Die **inhomogenen Mikrofüllerkomposite** enthalten Füllkörper der Größe 1-20 µm. Durch Zugabe splitterförmiger und kugelförmiger Vorpolymerisate (100 bis 200 µm) bzw. Mikrofülleragglomerate aus Mikrofüllerkompositbestandteilen wird der Füllkörpergehalt erhöht. Sie haben eine hohe Eigenelastizität und sind gut polierbar. Die Wasseraufnahme ist im Vergleich zu den homogenen Mikrofüllerkompositen erhöht, wie auch die Polymerisationsschrumpfung und der thermische Expansionskoeffizient. Ein weiterer Nachteil zeigt sich in der Verbundschwäche zwischen Vorpolymerisat und Matrix [Lutz et al. 1983a; Roulet 1987]. Klinisch haben sich auch die Nonafüllerkomposite bewährt [Ernst et al. 2006]. Sie enthalten freie, nicht agglomerierte Mikrofüller (Nanomere) in Größen von 5 bis 20 nm, welche zu sogenannten „Clustern“ mit einer Gesamtgröße von 0,6 bis 1,4 µm agglomerieren. Der Füllkörpergehalt und somit die Oberflächenhärte sowie die Bruchfestigkeit sind erhöht. Die Polymerisationsschrumpfung ist vermindert.

Hybridkomposite vereinigen die positiven Eigenschaften der Mikro- und Makrofüllerkomposite. Die Füllkörper bestehen zum einen aus Makrofüllkörpern mit 85 bis 90 Gewichtsprozent und zum anderen aus Mikrofüllkörpern mit 10 bis 15 Gewichtsprozent. Der Gesamtfüllkörpergehalt beträgt ca. 85 % und die mittlere Füllkörpergröße beträgt 2 bis 10 µm. Durch die Kombination von Mikro- und Makrofüllern ergeben sich eine geringe Polymerisationskontraktion, gute Polierbarkeit [Lutz et al. 1983b], gute ästhetische und physikalische Eigenschaften, zufriedenstellende Randqualitäten sowie eine günstige Verschleißfestigkeit [Willems et al. 1993]. Bei den Hybridkompositen lassen sich noch einmal Flowkomposite mit fließfähigen Eigenschaften und stopfbare Hybridkomposite unterscheiden.

2.2.4 Materialeigenschaften

Die **Polymerisationsschrumpfung** ergibt sich aus dem Zusammenschluss der Monomere zu einem Makromolekülgerüst. Die Volumenabnahme liegt zwischen 1,7 und 3 Vol.-% [Hellwig et al. 2007b]. Zur Kompensation der Schrumpfkraft sind aus Sicht des Verbundes 17-20 MPa notwendig, um eine Spaltbildung zu vermeiden

[Davidson et al. 1984; Munksgaard et al. 1985]. Der anorganische Füllkörpergehalt, der Initiatorgehalt und damit auch die Konversionsrate, der Monomertyp und die Porositäten haben Einfluss auf die Schrumpfung [Eick et al. 1993a; Janda 1988]. Es entsteht ein Schrumpfstress im Material, der sich dann auf die Kavitätenwände überträgt [Feilzer et al. 1990a]. Die daraus folgende Spaltbildung kann zu Sensibilitäten und Sekundärkaries führen [Buchmann et al. 1992; Pashley & Pashley 1991].

Als **Flow** bezeichnet man das Fließverhalten eines Komposits und somit die Fähigkeit, einen Teil der während des Polymerisationsvorgangs entstehenden Spannung aufzufangen und anfangs zu kompensieren. Mit zunehmendem Vernetzungsgrad steigt die Festigkeit des Komposits und die Stresskompensation durch Flow wird geringer [Davidson & de Gee 1984]. Das Fließverhalten ist bei der Photopolymerisation ungünstiger zu bewerten. Es entsteht größerer Schrumpfstress als bei den chemisch härtenden Materialien [Feilzer et al. 1993; Kemp-Scholte & Davidson 1990a]. Die Stresskompensation durch Flow verringert sich, je schneller die Polymerisationsreaktion abläuft.

Der **Elastizitätsmodul** (E) mit der Maßeinheit Pascal ($PA=N/m^2$) ist ein Ergebnis der Spannung und Dehnung bei Zug- und Druckbelastung. Ein hoher Wert des Elastizitätsmoduls besagt, dass bei einer definitiven Kraffteinwirkung pro Flächeneinheit eine geringe elastische Verformung des Materials zu erwarten ist. Der Elastizitätsmodul für Komposit liegt bei 5000 bis 27.000 MPa [Roulet 1988]. Es wird ein E-Modul ähnlich dem des Dentins empfohlen, welches bei ca. 18.500 MPa liegt [Boschian Pest et al. 2002; Willems et al. 1993].

Die **hygroskopische Expansion** entsteht durch Diffusionsprozesse, wobei Wasser in die organische Phase aufgenommen wird. Wassermoleküle dringen durch die Polymerketten hindurch. Es kommt zur Vergrößerung der Intermolekularabstände und somit zur Expansion. Wie hoch die Wasseraufnahme ist, ist vom Verhältnis Füllstoff- und Matrixanteil, der Füllkörperbeschaffenheit, der Oberflächenbeschaffenheit und dem Monomer des Grundgerüsts abhängig [Janda 1988]. Eine Kompensation der Polymerisationsschrumpfung durch die hygroskopische Expansion wird diskutiert [Feilzer et al. 1990b; Hansen & Asmussen 1989]. Indessen wird dadurch kein bakteriendichter Verbund erzeugt. Die Wassereinlagerung erfolgt über einen längeren Zeitraum nach der Polymerisationsreaktion. Bei einer übermäßigen Wasseraufnahme kann es auch zum Expansionsstress und somit zu einem „Überquellen“ der Füllung

kommen. Das führt wiederum zur vermehrten Plaque- und Bakterienanlagerung [Van Meerbeek et al. 1992].

2.3 Adhäsivtechnik

Die Adhäsivtechnik dient der wirksamen Verankerung des Komposits am Dentin bzw. am Schmelz und wirkt der Spaltbildung durch Polymerisationsschrumpfung des Komposits entgegen [Eick et al. 1993b; Haller 1994]. Hydrophobe Komposite können nur am hydrophilen Dentin durch Zuhilfenahme eines Haftvermittlersystems befestigt werden. Mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch BUONOCORE wurde die Grundlage für die Adhäsion geschaffen [Buonocore 1955]. Die Dentinkonditionierung mit Säuren durchzuführen, geht auf BRUDEVOLD zurück [Brudevold et al. 1956].

2.3.1 Aufbau und Strukturmerkmale des Dentins

Das Dentin setzt sich altersabhängig aus ca. 70 Gew.% anorganischer, 20 Gew.% organischer Substanz und 10 Gew.% Wasser zusammen [Hellwig et al. 2007a]. Die anorganische Substanz, bestehend aus Hydroxylapatit, ist in eine kollagene, organische Matrix eingebettet [Pashley et al. 1994]. Diese enthält 90 % Kollagen und 8 bis 9 % nichtkollagene Grundsubstanz, z.B. Glykoproteine und Glykosaminoglykane [Schröder 1992]. Das Dentin verhält sich hydrophil, ist hochelastisch und kann auf physiologische und pathologische Stimuli reagieren.

Im gesamten Dentin befinden sich Dentintubuli, welche Odontoblastenfortsätze, Dentinliquor und Nervenfasern enthalten. Über die Dentintubuli ist ein direkter Zugang zur Pulpa vorhanden. In Pulpanähe liegt die Größe des Durchmesser bei ca. 2,5 μm und in der Peripherie bei ca. 0,8 μm [Marshall 1993]. Die Anzahl der Tubuli beträgt pulpanah 45000 bis 65000 pro mm^2 und nimmt zur Peripherie hin ab bis 10000 pro mm^2 [Mjör & Nordahl 1996]. In Pulpanähe entspricht dies 45 bis 80 %, in der Peripherie 1 bis 4 % der Gesamtquerschnittsfläche des Dentins [Pashley 1991]. Je nach Alter des untersuchten Zahnes und Lokalisation im Zahn sind die Werte der Tubulidichte und des Durchmessers sehr verschieden [Schilke et al. 2000]. Im zervikalen Drittel der Wurzel ist die Anzahl und der Durchmesser der Dentintubuli am höchsten [Camargo et al. 2007], während apikalwärts eine signifikante Verringerung der Dentintubulidichte zu beobachten ist [Ferrari & Mannocci 2000; Mjör & Nordahl 1996].

Peritubuläres Dentin kleidet die Kanalwände der Dentintubuli aus. Es ist hypermineralisiert und homogen auskristallisiert. Im Alter kann es durch Apposition

zunehmen und die Dentinkanälchen einengen (sklerotisches Dentin). Das die Tubuli voneinander trennende intertubuläre Dentin ist weniger stark mineralisiert. Es enthält 50 % kollagene Fasern, die ein Flechtwerk quer durch die Dentinkanäle bilden [Hellwig et al. 2007a; Schröder 1992]. Die Dentinschichten von der pulpalen Seite zur Außenfläche des Zahns unterscheiden sich im Mineralisationsgrad. Prädentin befindet sich an der Grenze zur Pulpa und ist hypomineralisiert. Das Manteldentin ist wenig mineralisiert, hat eine Dicke von 10 bis 30 μm und liegt direkt unter dem Schmelz bzw. Zement.

Odontoblasten sind teilungsfähige Zellen und befinden sich an der inneren Dentinoberfläche der Pulpa. Sie sind in der Lage Sekundär- bzw. Tertiärdentin zu bilden [Schröder 1992]. Das reguläre Sekundärdentin entsteht nach Abschluss des Wurzelwachstums im Alterungsprozess. Durch Sekundärdentinbildung kommt es zur Einengung der Pulpenkammer. Tertiärdentin (Reparaturdentin) ist wenig mineralisiert. Es bildet sich aufgrund pathologischer Reize, z.B. Karies [Hellwig et al. 2007a; Magloire et al. 1992].

2.3.2 Adhäsiver Verbund zum koronalen Dentin und Wurzelentin

Die Haftung des hydrophoben Kunststoffes am hydrophilen Dentin ist nicht leicht zu realisieren. Auf dem präparierten Dentin verbleibt nach dem Bearbeiten eine inhomogene 0,5 bis 5 μm starke Schmierschicht aus Gewebetrümmern (Hydroxylapatitkristalle, denaturiertes Kollagen, Reste von Odontoblastenfortsätzen), Mikroorganismen und Speichelpräzipitaten zurück [Bowen 1978; Gwinnett 1984]. Diese Schicht verschließt zum einen die Tubuli bis zu einer Tiefe von 1 bis 5 μm [Pashley et al. 1988] und verhindert zum anderen den direkten Kontakt mit dem Füllungsmaterial. Die Haftung der Schmierschicht am intakten Dentin ist gering und liegt bei ca. 2 bis 6 MPa. Sie beeinflusst somit die Haftfestigkeit von Dentinadhäsiven. Die Haftkraft für die Dentin-Komposit-Verbindung ergibt sich aus der Summe der Kräfte der adhäsiven Oberfläche, der Hybridschicht und der Kunststoffzapfen [Pashley et al. 1995]. Auch im Wurzelkanal spielt die Modifikation der Schmierschicht und die Freilegung des Kollagennetzwerkes für die Dentinhaftung eine entscheidende Rolle. Die Schmierschicht im Wurzelkanal ist der koronalen ähnlich. Sie besteht aus anorganischen Bestandteilen in einer vorwiegend organischen Matrix (Dentinabrieb, Pulpagewebereste, Prädentin und Odontoblastenfortsätzen). War die Pulpa vor der Behandlung infiziert, so können auch Bakterien enthalten sein.

Für die Behandlung der Schmierschicht gibt es verschiedene Adhäsivsysteme [Blunck & Haller 1999]. Durch die Anwendung von Säuren kann diese Schmierschicht entfernt, peritubuläres Dentin herausgelöst, Dentinkanälchen freigelegt und deren Kanaleingänge erweitert werden.

Untersuchungen zeigen, dass hauptsächlich mikromechanische Mechanismen für den Komposit-Dentin-Verbund verantwortlich sind [Gwinnett 1993; Van Meerbeek et al. 1993a]. Nach der Dentinkonditionierung mit Entfernung oder Modifizierung der Schmierschicht kann ein hydrophiles Monomer in das freiliegende Kollagennetzwerk des demineralisierten Dentins eindringen. Diese mikromorphologische Verankerung wird als Hybridschicht bezeichnet [Nakabayashi & Takarada 1992]. Durch das Eindringen in die eröffneten Dentintubuli kommt es weiterhin zur Bildung von Kunststoffzapfen (resin tags) [Perdigao & Swift 1994]. Auf die Dentinhaftung haben dabei verschiedene Faktoren Einfluss, z.B. die Lokalisation im Dentin, die Dentinstruktur und somit die Anzahl und Größe der Dentintubuli sowie das Angebot an peritubulärem Dentin [Mjör & Nordahl 1996].

Durch die geringe Dentinkanälchendichte, vor allem im apikalen Bereich des Wurzelkanaldentins, kommt es zu einer geringeren Anzahl an haftungsverstärkenden Kunststoffzapfen. In der deskriptiven Studie von MJOR et al. wurde aufgrund des Nachweises irregulärer Strukturen mit unterschiedlich starken Auflagerungen von Sekundärdentin sowie Bereichen ganz ohne Dentintubuli geschlussfolgert, dass die Penetrationsfähigkeit von Dentinadhäsiven im Wurzel Dentin im Vergleich zum koronalen Dentin vermindert ist [Mjör et al. 2001]. Diese sind im apikalen Drittel der Wurzel kürzer und uneinheitlicher als im zervikalen und mittleren Drittel, aufgrund einer schlechteren Erreichbarkeit mit normalen Adhäsivapplikatoren [Ferrari et al. 2002; Vichi et al. 2002b]. Im Wurzelkanal ergeben sich somit ungünstige Voraussetzungen für den adhäsiven Haftverbund. Es wurden aber in einer anderen Untersuchung Haftwerte im Wurzel Dentin ermittelt, die nur geringfügig unter denen des koronalen Dentins lagen [Mannocci et al. 2001]. Am pulpanahen Dentin ist die Haftung selbstkonditionierender Bondingsysteme geringer als am pulpafernen Dentin [Shono et al. 1999]. Auch die Haftung dieser Systeme am kariös verändertem bzw. sklerotisiertem Dentin ist schlechter als am normalem Dentin [Yoshiyama et al. 2002]. Bei der Wirkungsweise der Adhäsivsysteme sollte verändertes Dentin, das nach Entfernung der Karies als Grundlage für den Füllungswerkstoff dient, Berücksichtigung finden [Marshall 1993; Marshall et al. 1997]. Im sklerotischen und älteren Dentin zeigen sich eine dünnere

Hybridlayerschicht und kürzere Kunststoffzapfen im Vergleich zu normalem Dentin [Prati et al. 1999].

2.3.3 Übersicht über Adhäsivsysteme

Es lassen sich nach der Behandlung der Schmierschicht drei Arten von Adhäsivsystemen unterscheiden [Blunck & Haller 1999]:

- Adhäsivsysteme mit Imprägnierung der Schmierschicht,
- Adhäsivsysteme mit Entfernung der Schmierschicht durch Säuren,
- Adhäsivsysteme mit Modifikation der Schmierschicht.

2.3.3.1 Imprägnierung der Schmierschicht

Bei Präparaten, die die Schmierschicht imprägnieren, wird nach der Schmelzätzung ein nicht konditionierender Primer aufgetragen und danach das Adhäsiv. Eine modifizierte Schmierschicht, dessen Basis mit der Dentinoberfläche verbunden ist, bleibt zurück. Die Haftfestigkeit der nicht wasserdichten Schmierschicht an der Dentinoberfläche ist der limitierende Faktor für den Komposit-Dentin-Verbund [Blunck & Haller 1999; Haller 1994].

2.3.3.2 Entfernung der Schmierschicht

In der klassischen Total-Ätz-Technik kann der hydrophile Primer in das durch die Konditionierung freigelegte Kollagennetzwerk eindringen. Erst danach erfolgt die Applikation des stabilisierenden Adhäsivs. Ein besseres Eindringen bis in die tieferen demineralisierten Bereiche ist gewährleistet. Der Zeitaufwand ist erhöht. In Studien zeigen sich zuverlässige Haftwerte und Randanalysen [Frankenberger et al. 1999a; Inoue et al. 2001]. Hierbei werden die Arbeitsschritte Dentinkonditionierung, Priming und Bonding unterschieden.

a) Dentinkonditionierung

Ein Konditionierer ist ein Agens, welches die Schmierschicht auflöst oder durch Chelatbildung mit Kalzium entfernbar macht. Es entsteht eine demineralisierte Oberfläche im Dentin [Van Meerbeek 1997]. Für die Dentinkonditionierung eignen sich z.B. 10 bis 40 %ige Phosphorsäure, 2 bis 4 %ige Maleinsäure und 5 bis 16 %iges EDTA [Brannstrom et al. 1980; Haller et al. 1992], aber auch 4 %ige Salpetersäure und 10 %ige Zitronensäure [Hellwig et al. 2007b]. Das peritubuläre Dentin wird stärker

demineralisiert, da es einen höheren Mineralisationsgrad aufweist. Die Tubulieingänge sind trichterförmig erweitert [Pashley et al. 1981; Perdigao & Swift 1994]. Durch herausgelöste Hydroxylapatitkristalle im inter- und peritubulären Dentin entstehen Freiräume, die mit Wasser gefüllt sind, in denen die Kollagenfasern schwimmen [Pashley et al. 1993]. In Abhängigkeit von der Säureart, ihrer Konzentration und der Ätzdauer wird eine Demineralisationstiefe von 10 bis 30 μm erreicht [Pashley et al. 1994; Uno & Finger 1996].

b) Priming

Primer sind bifunktionelle Monomere mit sowohl hydrophilen als auch hydrophoben Eigenschaften, die in Aceton, Wasser oder Ethanol gelöst sind. Sie sind in der Lage das Wasser in den Zwischenräumen des Kollagennetzes zu verdrängen. Mit der hydrophilen Seite benetzen sie die Dentinoberfläche, während sie auf der hydrophoben Seite mit dem Adhäsiv kopolymerisieren. Sie führen zu einer Steigerung der Oberflächenenergie des Dentins und eine verbesserte Benetzung mit dem Adhäsiv [Haller 1994; Van Meerbeek et al. 1994].

Aceton ist in der Lage, die Oberflächenspannung des Wassers zu verringern und so das Wasser zu verdrängen. Es hat einen hohen Verdunstungsdruck [Frankenberger et al. 1999b; Perdigao et al. 1999]. Eine feuchte Oberfläche ist notwendig, da sonst der acetonhaltige Primer nicht ausreichend penetrieren kann [Perdigao et al. 1999]. Ein Problem besteht in der objektiven Beurteilung einer ausreichenden Dentinrestfeuchtigkeit.

Primer auf Wasserbasis sind bezüglich der Feuchtigkeit des Dentins nicht so empfindlich [Van Meerbeek et al. 1998]. Wasserbasierte und ethanolgelöste Systeme sind in der Lage, kollabiertes Dentin über Rückbefeuchtung wieder aufzurichten.

Primer sollten genügend Zeit (ca. 30 s) haben, in das Kollagengeflecht und die freigelegten Tubuli zu diffundieren. Die Qualität des Verbundes und der Haftwerte verbessern sich durch eine Verlängerung der Applikationszeit, ein aktives Einmassieren, besonders bei auf Wasser basierenden Präparaten und bei Wiederholung der Applikation [Tittley et al. 1994]. Nach der Verdunstung des Lösungsmittels bleibt ein dünner Film auf der Dentinoberfläche zurück [Haller et al. 1992]. Eine ungenügende Trocknung mit Rückständen des Lösungsmittels kann zu Randundichtigkeiten führen [Tay et al. 1995].

c) Bonding

Das Bindeglied zwischen dem hydrophoben Komposit und dem mit hydrophilem Primer vorbehandelten Dentin ist das Adhäsiv. Es ist ein niedrigvisköses, amphiphiles Monomergemisch, in dem Bis-GMA und TEGDMA enthalten sind. Ein weiterer Zusatzstoff für eine bessere Benetzbarkeit ist HEMA (2-Hydroxyethylmethacrylat) [Erickson 1992].

Bevor die Polymerisationsschrumpfkraft des Komposits auf das Dentin wirken, muss das Dentinhaftmittel vollständig auspolymerisiert sein [Soderholm 1991]. Ein ungefülltes, niedrigvisköses Adhäsiv als Zwischenschicht dient der Stresskompensation der Polymerisationsschrumpfung und einer verbesserten marginalen Adaptation [Kemp-Scholte & Davidson 1990b] sowie als Puffer gegenüber okklusalen und thermischen Belastungen durch Wasseraufnahme [Van Meerbeek et al. 1993b]. Gefüllte Adhäsive haben auf Grund der anorganischen Füllkörper eine höhere Viskosität und können nicht so dünn verblasen werden. Es entsteht eine dickere Bondingschicht, die als Stress absorbierende Zwischenschicht funktionieren soll. FRANKENBERGER konnte dies allerdings in seinen Untersuchungen nicht bestätigen [Frankenberger 2002]. In einer Studie von CARDOSO et al. zeigen gefüllte Adhäsivsysteme höhere Haftfestigkeitswerte als ungefüllte [Cardoso et al. 2001].

2.3.3.3 Modifikation der Schmierschicht

Es gibt drei Möglichkeiten, eine modifizierte Schmierschicht zu erreichen:

1. selbstkonditionierende Primer, nach deren Applikation das Adhäsiv getrennt aufgetragen wird.
2. selbstkonditionierende und selbstprimende Adhäsive (All-in-one-Adhäsive), bei denen für die drei Schritte Konditionierung, Priming und Bonding nur eine Lösung verwendet wird. Diese wird vorher aus zwei Komponenten hergestellt. Oftmals ist eine zweimalige Applikation notwendig.
3. selbstkonditionierende und selbstprimende Adhäsive (All-in-one-Adhäsive), die keinen vorherigen Mischvorgang erfordern [Blunck & Haller 1999].

Werden die Schritte Konditionierung und Priming zusammengefasst, werden die dabei entstandenen Präzipitate nicht entfernt. Ein Kollaps des Kollagennetzwerkes und eine dadurch mögliche unvollständige Monomerinfiltration werden verhindert. Selbstkonditionierende Primer enthalten außer dem hydrophilen Monomer (z.B. HEMA) organische Säuren als Konditionierer, z.B. 0,8 bis 4 %ige Maleinsäure [Haller 1994].

Diese Systeme liegen mit ihren Dentinhaftwerten zwischen den Drei-Schritt- und Zwei-Schritt-Total-Ätz-Systemen. Die All-in-one-Adhäsive erzielen geringere Werte [Frankenberger 2002; Frankenberger et al. 2001; Inoue et al. 2001]. Die Dreikomponentenadhäsivsysteme erzielen gegenüber Befestigungszementen mit selbstätzenden Primern eine homogenere und stärkere Hybridschicht und es sind mehr Kunststoffzapfen nachweisbar [Bitter & Kielbassa 2004]. Nach neueren Untersuchungen haben selbstkonditionierende Adhäsive das Potenzial, in der Randschlussqualität sowohl im Schmelz als auch im Wurzelzement Resultate wie konventionelle Adhäsive zu erzielen [Ernst et al. 2005]. Dual- bzw. chemisch härtende Komposite dürfen nicht mit All-in-one-Adhäsiven zusammen angewandt werden. Es kommt hier zu einer Hemmung der chemisch initiierten Radikalbildung durch unpolymersierte saure Monomere [Sanares et al. 2001].

2.3.4 Adhäsiver Verbund zum faserverstärkten Stift

Makro- bzw. mikromechanische Retentionen spielen für den dauerhaften Verbund zwischen Stift und Befestigungsmaterial eine Rolle [Nergiz et al. 1993]. Faserverstärkte Wurzelstifte haben eine aufgeraute, mikroretentive Oberfläche, die der mechanischen Retention dient. Die mikromechanische Haftung entsteht durch den geometrischen Effekt und durch das Aufschrumpfen des Komposits auf den Stift, den sogenannten rheologischen Effekt. Bei der adhäsiven Befestigung der faserverstärkten Stifte wird ein chemischer Verbund über die zur Verfügung stehenden funktionellen Gruppen erzielt. MANNOCCI et al. konnten eine Penetration von Monomeren des Adhäsivsystems in die Matrix der PMMA-haltigen Glasfaserstifte (Stifte mit einer nicht polymerisierten Polymer-Netzwerkmatrix – IPN Struktur) nachweisen [Mannocci et al. 2005].

Die Konditionierung des Wurzelkanalstiftes führt zu einer Steigerung der Retention zum Befestigungskomposit [Wrbas et al. 2006a]. In Abhängigkeit vom angewandten faserverstärkten Stiftsystem konnte eine Erhöhung der Haftkraft zwischen Komposit und faserverstärktem Stift durch die Anwendung von Silanen nachgewiesen werden [Aksornmuang et al. 2004; Sahafi et al. 2003]. In anderen Studien stellte sich jedoch kein signifikanter Unterschied durch die Vorbehandlung mit einem Silan heraus [Bitter et al. 2006b; Perdigao et al. 2006]. Silane sind Haftvermittler zwischen anorganischen (Keramik, Gläser) und organischen Substanzen (Komposite). Man unterscheidet Ein- und Zweikomponentensysteme. Die Einkomponentensysteme sind bereits vom Hersteller hydrolysiert.

Eine PVD-Beschichtung (Physical-Vapour-Deposition) der Faserstifte befindet sich noch in der Test-Phase. Durch dieses Schichtsystem wird eine Vorbehandlung des Stiftes am Stuhl überflüssig. Eine ungleichmäßige Konditionierungsschicht, die die Paßgenauigkeit beeinträchtigen kann, wird ausgeschlossen. Die Ergebnisse zur Steigerung der Retention zwischen Komposit und Stift sind vielversprechend. Es wurden Werte mit einer 20 bis 50%igen Verbesserung der Auszugskraft gegenüber einer Prime&Bond-NT-Vorbehandlung ermittelt [Edelhoff et al. 2006].

3 Fragestellung

Aus der Diskussion der aktuellen wissenschaftlichen Forschung wurde deutlich, dass bereits verschiedene, die Dentinhaftung beeinflussende Faktoren identifiziert und untersucht wurden. Der Einfluss der Befestigungsmethode wurde jedoch kaum berücksichtigt. Die Abhängigkeit der Dentinhaftung von der Befestigungsmethode ist allerdings nicht isoliert, sondern in Kombination mit den anderen die Dentinhaftung beeinflussenden Faktoren zu bestimmen.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin, festzustellen, durch welche Faktoren der adhäsive Verbund von Glasfaserstiften zum Dentin im Wurzelkanal beeinflusst wird, um den Behandlungserfolg zu optimieren. Hierfür sollen folgende Fragen geklärt werden:

- Welchen Einfluss hat die **Tiefe** (zervikales, mittleres, apikales Drittel) innerhalb des Wurzelkanals auf die Haftfestigkeit?
- Welche Rolle spielt das adhäsive **Befestigungsmaterial**?
- Wie beeinflussen die **Spüllösungen**, die zur Reinigung des Wurzelkanals angewendet werden, die Haftwerte? Welche Spüllösung eignet sich am besten zur Anwendung vor der adhäsiven Befestigung von Wurzelstiften?
- Wie bzw. mit welcher **Befestigungsmethode** sollte das Befestigungskomposit auf den Stift bzw. in den Kanal gebracht werden?

Arbeitshypothesen:

Aufgrund der Strukturmerkmale des Dentins und der schwierigen Bedingungen bei der Anwendung des Befestigungsmaterials werden - für die unterschiedlichen Abschnitte im Wurzelkanal (zervikales, mittleres und apikales Drittel) - im apikalen Drittel geringere Haftfestigkeiten erwartet.

Die Anwendung verschiedener Befestigungsmaterialien beeinflusst aufgrund der unterschiedlichen Eigenschaften der verwendeten Produkte die Haftfestigkeit, die für das adhäsive Einsetzen von Glasfaserstiften im Wurzelkanal ermittelt werden.

Auf der Basis der ausgewerteten Literatur wird angenommen, dass sich für die Spüllösungen NaOCl und EDTA niedrigere Haftwerte als für CHX zeigen werden.

Nach Aussagen von Herstellern von Befestigungskompositen kann es beim Einbringen des Komposits in den Kanal zum vorzeitigen Aushärten kommen. In diesem Fall können

die Stifte nicht adäquat in den Wurzelkanal eingesetzt werden. Aus diesem Grund wird erwartet, dass es zu einer geringeren Haftfestigkeit der Stifte kommt – im Vergleich zur Befestigung ohne Einbringen des Komposits in den Kanal.

4 Material und Methode

4.1 Übersicht

Für die vorliegende In-vitro-Studie wurden in 180 menschliche, einwurzelige Eckzähne Glasfaserstifte mit Hilfe dreier Dentinhaftvermittlersysteme und der dazugehörigen Komposite eingesetzt. Die Zähne wurden auf 18 Gruppen (n=10) ihrer Größe entsprechend aufgeteilt (Abbildung 1).

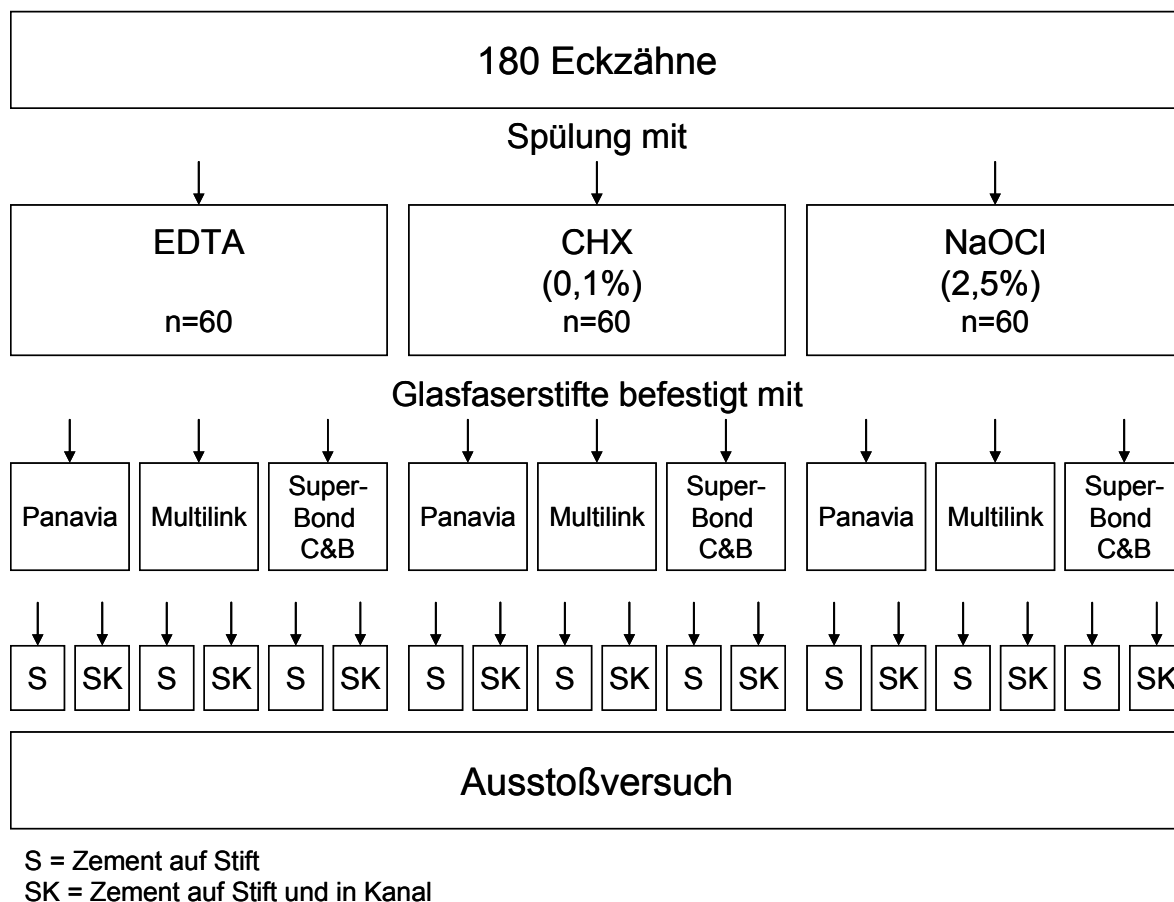


Abbildung 1: Überblick über die Methodik

Vor dem Einsetzen der Stifte erfolgte eine Spülung des Wurzelkanals mit folgenden Spüllösungen: EDTA (Ethylendiamintetraessigsäure), CHX (Chlorhexidin) und NaOCl (Natriumhypochlorit).

Zum Einsetzen der Wurzelstifte wurden drei verschiedene Befestigungsmaterialien - Super-Bond C&B, Multilink, Panavia F 2.0 - verwendet.

Es wurden zwei verschiedene Vorgehensweisen zum Befestigen der Stifte angewendet: zum einen wurde das Befestigungsmaterial nur auf den Stift aufgetragen (S) und zum anderen wurde es auf den Stift aufgetragen und in den Kanal eingebracht (SK).

Zur Anfertigung der Wurzelquerschnitte wurden die Zahnwurzeln vor dem Befestigen der Stifte mit Hilfe einer Haltevorrichtung in Autopolymerisat fixiert. Pro Zahn wurden drei Querschnitte mit einer Stärke von ca. 2 mm mittels einer Innenlochsäge hergestellt. Vom Zeitpunkt des Einsetzens der Stifte bis zum Ausstoßvorgang wurden die Proben für 4 Wochen bei Raumtemperatur in Wasser gelagert, um die hygroskopische Expansion zu simulieren. Die Verbund- bzw. Haftfestigkeit wurde im Ausstoßversuch an einer Universalprüfmaschine ermittelt.

4.2 Herstellung der Proben

4.2.1 Auswahl und Vorbereitung der Proben

Für die Probenherstellung wurden 180 einwurzelige Zähne (kariesfreie, obere und untere Eckzähne der zweiten Dentition, ohne Resorptionen), die in 20 %iger Alkohollösung lagerten, ausgewählt.

Zum Schutz vor Dehydrierung wurden die Proben während des gesamten Versuchs einzeln in fortlaufend nummerierten Glasbehältern in destilliertem Wasser bei Raumtemperatur gelagert und nur für die entsprechenden Arbeitsschritte entnommen.

Die Zähne wurden mit Scaler¹ und Kürette² gereinigt, um Zahnstein und noch vorhandene Gewebereste zu entfernen. Anschließend wurden die noch verbliebenen Geweberückstände mit Polierbürsten³ schonend entfernt.

Vor dem Vermessen der Zähne wurden diese an der Schmelzzementgrenze in mesial-distaler Betrachtung unter Wasserkühlung dekapitiert, so dass der Wurzelkanal senkrecht zur Schnittebene verlief. Es wurde darauf geachtet, dass eine Mindestwurzellänge von 16 mm verblieb und das Kanallumen zur Aufnahme der konfektionierten FibreKor Stifte⁴ geeignet war. Die Aufteilung der Proben auf 18 Gruppen erfolgte anhand der Wurzellängen, welche mit Hilfe eines digitalen Messtasters⁵ im Vorhinein bestimmt wurden.

4.2.2 Aufbereitung des Wurzelkanals und Stiftbohrung

Der freiliegende Wurzelkanal wurde mit Reamern und Hedströmfeilen bis 1 mm vor dem anatomischen Apex und bis zur Größe ISO 70 aufbereitet. Währenddessen wurde mit 2,5 %iger Natriumhypochloritlösung⁷ gespült. Anschließend wurde der Wurzelkanal mit Papierspitzen⁸ getrocknet. Es erfolgte keine Wurzelkanalfüllung. Die Präparation für den Stift erfolgte mit den entsprechenden Vorbohrern⁶ des FibreKor Post Systems (mit

einem Durchmesser von 1,5 mm) bis 4 mm vor den anatomischen Apex, so dass sich eine Mindestlänge von 12 mm ergab.

4.2.3 Einbettung der Wurzeln

Die Zahnwurzeln wurden mit der Vorbohrung auf Zylinderstifte (\varnothing 1,5mm) einer Haltevorrichtung¹⁰ aus Teflon gesteckt, dass die Zahnachse senkrecht zur Kunststoffoberfläche der Haltevorrichtung und somit auch senkrecht im Autopolymerisat standen. Dies war gleichzeitig die spätere Ausstoßrichtung (Abbildung 2).

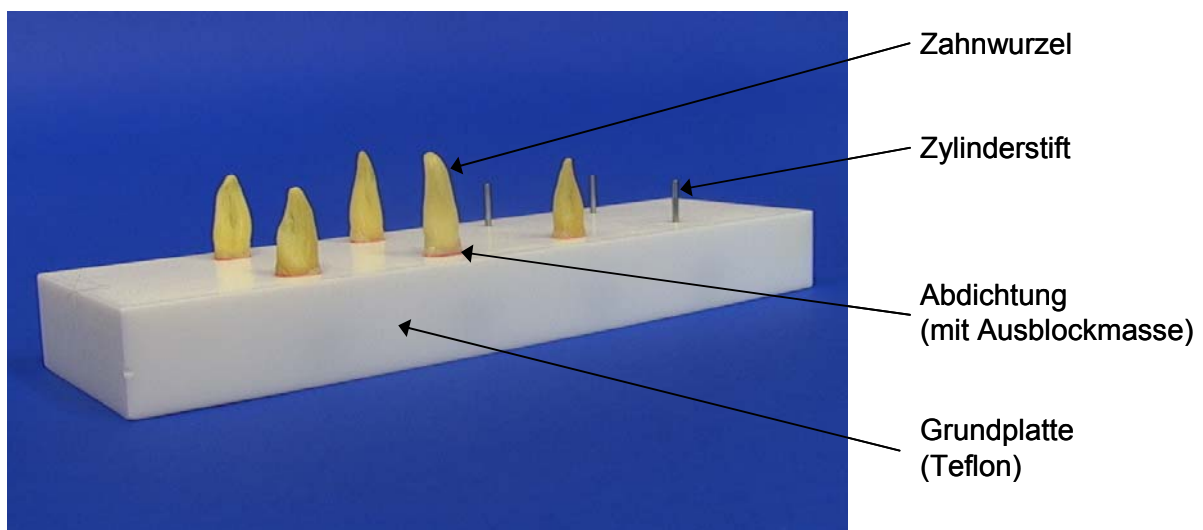


Abbildung 2: Vorbereitung der Wurzeln für die Einbettung im Kunststoff

Um eine Kontamination der präparierten Wurzelkanalkavität mit dem Einbettkunststoff zu verhindern wurde der Spalt zwischen den Wurzeln und Teflonplatte mit der Ausblockmasse Combsil¹¹ abgedichtet.

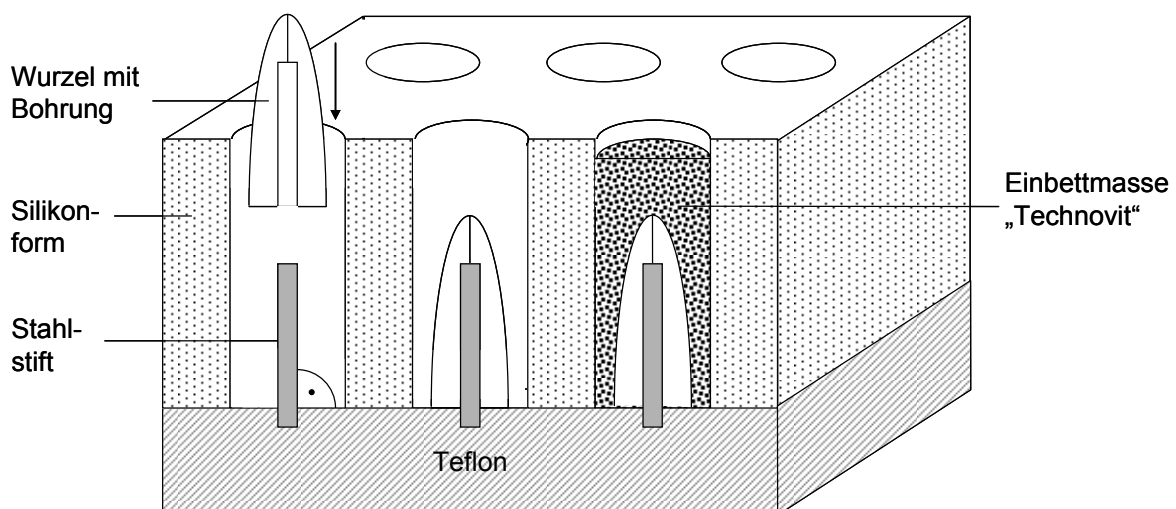


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Einbettvorrichtung

Über die Grundplatte mit den Zahnwurzeln wurde eine eigens angefertigte Silikonform gesetzt, die für das Einbetten der Wurzeln zylindrische Hohlräume (Durchmesser 1,9 cm) aufweist (Abbildung 3). Die Proben wurden mit Hilfe des Autopolymerisats Technovit 4004⁹ eingebettet.

4.3 Einsetzen der Stifte

Es wurde ein parallelwandiger, segmentierter Glasfaserstift⁴ des FibreKor Post-Systems mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 18 mm angewandt. Das Stiftmaterial setzte sich aus 42 % Glasfaserfasern, 29 % Matrix und 29 % Bariumsulfat/Bariumsilikat zusammen. Die Kunststoffmatrix bestand aus BIS-GMA, UDMA und HDDMA. Der Faserdurchmesser betrug 6-10 µm.

Das Einsetzen der Glasfaserstifte erfolgte entsprechend der Gruppeneinteilung in Tabelle 1.

Gruppe	Spüllösung	Befestigungsmaterial	Befestigungsmethode
1.	CHX	Super-Bond C&B	S
2.	CHX	Super-Bond C&B	SK
3.	EDTA	Super-Bond C&B	S
4.	EDTA	Super-Bond C&B	SK
5.	NaOCl	Super-Bond C&B	S
6.	NaOCl	Super-Bond C&B	SK
7.	CHX	Multilink	S
8.	CHX	Multilink	SK
9.	EDTA	Multilink	S
10.	EDTA	Multilink	SK
11.	NaOCl	Multilink	S
12.	NaOCl	Multilink	SK
13.	CHX	Panavia F2.0	S
14.	CHX	Panavia F2.0	SK
15.	EDTA	Panavia F2.0	S
16.	EDTA	Panavia F2.0	SK
17.	NaOCl	Panavia F2.0	S
18.	NaOCl	Panavia F2.0	SK

Tabelle 1: Gruppeneinteilung

Die Spülung des vorbereiteten Wurzelkanals erfolgte unmittelbar vor der Stiftinsertion den Gruppen entsprechend durch jeweils 4 ml 2,5 %iges Natriumhypochlorit⁷, 0,1 %iges Chlorhexidindigluconat¹² oder 15 %iges EDTA¹³ für 15 s mittels Einzelspritze¹⁴, die mit einer Endospülkanüle¹⁵ versehen war.

Der Wurzelkanal wurde anschließend mit Papierspitzen der Größe ISO 100⁸ getrocknet. Der Glasfaserstift wurde dann in der entsprechenden Kavität unter gleichmäßigen Druck (leichter Fingerdruck) eingesetzt, wobei die Wurzel in der Einbettmasse fixiert

war (Abbildung 4). Kompositüberschüsse wurden belassen. Die Anwendung der Adhäsivsysteme und der Befestigungsmaterialien geschah genau nach Angaben der Hersteller.

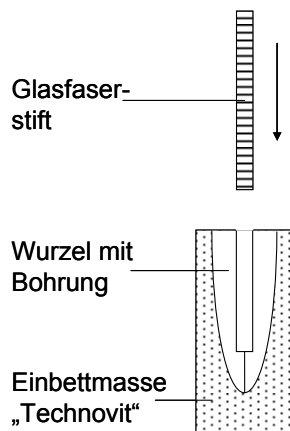


Abbildung 4: Einsetzen des Glasfaserstiftes

4.3.1 Zusammensetzung und Verarbeitung von Super-Bond C&B

Zusammensetzung

Super-Bond C&B ist ein rein chemisch härtender Kunststoff. Im Vergleich zu anderen Befestigungskompositen entspricht der Aufbau einem PMMA (Polymethylmethacrylat), ähnlich einem Prothesenkunststoff. Es wird zu den Kompositen gezählt. Das Monomer des Befestigungskomposits Super-Bond C&B ist MMA (Methylmethacrylat) und 4-META (4-methacryloxyethyl-trimellit-anhydrid=Adhäsiv-Monomer). Das Polymerpulver besteht aus PMMA (Polymethylmethacrylat) und radioopaken Pigmenten. Der TBB-Katalysator, der zu der Monomerflüssigkeit gemischt wird, besteht aus Tri-n-butylboran, einer organischen Bor-Komponente, und Azeton als Lösungsmittel. Er reagiert mit dem Sauerstoff der Luft sowie des Wassers und oxidiert zu einem Peroxid. Danach beginnt die Polymerisation auf der Dentinoberfläche, auf der die Aktivoren (Sauerstoff und Wasser) vorhanden sind. Dann zerfällt dieses Peroxid und bildet Radikale, die die Polymerisation des MMA starten. Bevor der Kunststoff angewendet wird, wird ein Aktivator (10 %iger Zitronensäure und 3 %igem Eisenchlorid in wässriger Lösung) auf das Dentin aufgetragen. Der Porcelain Liner M für das Super-Bond-System besteht aus zwei Komponenten. Dieser Haftvermittler enthält Silane und 4-META, die nach dem Mischen und anschließendem Auftragen eine hydrophobe Molekularschicht bilden (Produktinformation Super-Bond C&B).

Verarbeitung

Die Vorbehandlung des Stiftes erfolgte mit dem Porcelain Liner M¹⁶ (Flüssigkeit A und B im Verhältnis 1:1). Die Mixtur wurde mittels Applikationsschwämmchen aufgetragen und mit Luft getrocknet.

Zunächst wurde der Aktivator¹⁷ für 10 s mittels Microbrush[®]X¹⁸ in den Kanal eingebracht. Anschließend wurde dieser mit 10 ml destilliertem Wasser gespült und danach mit Papierspitzen ISO 100⁸ getrocknet. Das Anmischen von Super-Bond C&B erfolgte in einem gekühlten Dappenglas (10-16 °C). Zur aktiven Flüssigkeit (8 Tropfen Monomerflüssigkeit¹⁹ + 2 Tropfen Katalysator²⁰) wurde eine große Mulde des Messlöffels Polymerpulver²¹ hinzugegeben und mit dem dazugehörigen Pinsel vermischt.

Bei der Befestigungsmethode S wurde das Material auf den Stift aufgetragen und dieser dann vibrierend in den Kanal eingesetzt.

In den Gruppen der Befestigungsmethode SK wurde das Material auf den Stift aufgetragen und zusätzlich mit dem Centrix C-R[®] Spritzensystems AccuDose[®] mit Kanülenansatz²² direkt in den Kanal gefüllt. Der Stift wurde zügig mit vibrierenden Bewegungen in den Kanal eingesetzt.

Die Aushärtezeit betrug für beide Befestigungsmethoden 10 min bei Raumtemperatur.

4.3.2 Zusammensetzung und Verarbeitung von Multilink

Zusammensetzung

Die Monomermatrix des hier verwendeten Multilinks (Hybridkomposit) setzt sich aus Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA und HEMA zusammen. Weiterhin sind Füllstoffe mit einer mittleren Partikelgröße von 0,9 µm (0,25 bis 3,0 µm) und mit einem Gesamtvolumenanteil von 39,7 %, wie Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und sphäroidem Mischoxid enthalten. Der Multilink Primer ist ein selbstätzendes Adhäsivsystem mit einer sauren Monomerlösung und einer Initiatorlösung. Der Primer A enthält eine wässrige Lösung von Initiatoren. Der Primer B enthält HEMA, Phosphonsäure- und Acrylsäuremonomere. Monobond S des Multilink-Systems besteht zu 1 % aus 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan und zu 99 % aus Wasser und Ethanol. Mit Essigsäure ist es auf den pH-Wert 4 eingestellt (Produktinformation Vivadent: Wissenschaftliche Dokumentation Multilink 2003).

Verarbeitung

Die Vorbehandlung des Stiftes erfolgte mit Monobond-S²³, das mit dem Pinsel aufgetragen wurde. Nach einer Einwirkzeit von 60 s wurde die Oberfläche mit Luft getrocknet.

Multilink Primer A²⁴+B²⁵ wurde im Verhältnis 1:1 gemischt und mittels Microbrush[®]X¹⁸ in den Kanal eingebracht. Zur Entfernung des überschüssigen Primers nach einer Einwirkzeit von 15 s kamen Papierspitzen⁸ zum Einsatz. Die Multilink Paste²⁶, angemischt im Verhältnis 1:1, wurde in den Gruppen mit der Befestigungsmethode S auf den Stift aufgetragen, dieser dann vibrierend in den Kanal eingesetzt und für 120 s angedrückt.

Bei der Befestigungsmethode SK wurde das Material auf den Stift aufgetragen und anschließend mit dem Centrix C-R[®] Spritzensystem AccuDose[®] mit Kanülenansatz²² direkt in den Kanal eingefüllt. Auch hier wurde der Stift umgehend mit vibrierenden Bewegungen in den Kanal eingesetzt und 120 s angedrückt.

4.3.3 Zusammensetzung und Verarbeitung von Panavia F 2.0

Zusammensetzung

Die Adhäsion von Panavia F 2.0 basiert auf Monomer MDP (10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat). MDP enthält eine hydrophile Phosphatgruppe zur Durchführung der sauren Demineralisierung sowie zur Bindung an Calciumionen und Aminogruppen der Zahnhartsubstanz, eine hydrophobe Alkylgruppe zur Erhaltung eines ausgewogenen Gleichgewichts zwischen Hydrophobie sowie Hydrophilie und eine endständige Doppelbindung zur Polymerisation. Es härtet durch den unter Sauerstoffausschluss chemisch aktivierten Katalysator und über einen lichtinduzierten Katalysator aus. Der saure selbstkonditionierende ED Primer 2.0 des Panavia F 2.0-Systems enthält ebenfalls das Phosphat-Monomer MDP. Die Schmierschicht wird nach dem Auftragen auf das Dentin angelöst und der Primer dringt in die Mikrostrukturen ein. Die gelösten Kalziumionen neutralisieren die Säure des Primers und verhindern so eine unnötige Demineralisierung der Zahnhartsubstanz. Gleichzeitig kommt es durch die in Panavia F 2.0 enthaltenen Katalysatoren zur Aushärtung des im ED Primer 2.0 enthaltenen Monomers. Dies trägt zur Verstärkung der Adhäsion bei. Die Silanisierung beim Panavia-System erfolgt ebenfalls mit einer silanen Verbindung (Clearfil Porcelain Bond Activator + Clearfil New Bond Catalyst & Universal) (Produktinformation Kuraray-Dental Panavia 2003).

Verarbeitung

Der Stift wurde vor dem Einsetzen mit dem Clearfil-Bonding-Komplex (ein Tropfen Clearfil Pocerlain Bond Aktivator²⁷ + ein Tropfen Clearfil New Bond Catalyst²⁸ + ein Tropfen Clearfil New Bond Universal²⁸ für 5 s mischen) silanisiert. Die Flüssigkeit wurde mit einem Pinsel aufgetragen und anschließend mit Druckluft 2 bis 3 s über der Oberfläche verteilt.

Der ED-Primer^{29, 30} wurde im Verhältnis 1:1 gemischt und mittels Microbrush[®]X¹⁸ in den Kanal eingebracht. Der überschüssige Primer wurde nach 30 s mit Papierspitzen⁸ entfernt. Die Panavia Paste^{31, 32} (jeweils eine Drehung) wurde 20 s angemischt.

Sowohl beim Einsetzen nach Methode S als auch bei SK wurde der Stift vibrierend in den Kanal eingesetzt, 40 s angedrückt und 20 s lichtgehärtet.

4.4 Herstellung der Querschnitte für den Ausstoßversuch

Alle Proben (Wurzel mit eingeklebtem Stift) wurden vor dem Herstellen der Querschnitte für 4 Wochen bei Raumtemperatur im Wasser gelagert.

Die Lage der Querschnitte wurde für jede Stiftlänge so berechnet, dass aus jeweils dem zervikalen, mittleren und apikalen Drittel eine Dentinscheibe mittig herausgesägt wurde. Der Verschnitt durch das Sägeblatt von 0,29 mm musste bei der Einstellung der Innenlochsäge³³ zu den 2 mm der Dentinscheibe hinzuaddiert werden (Abbildung 5).

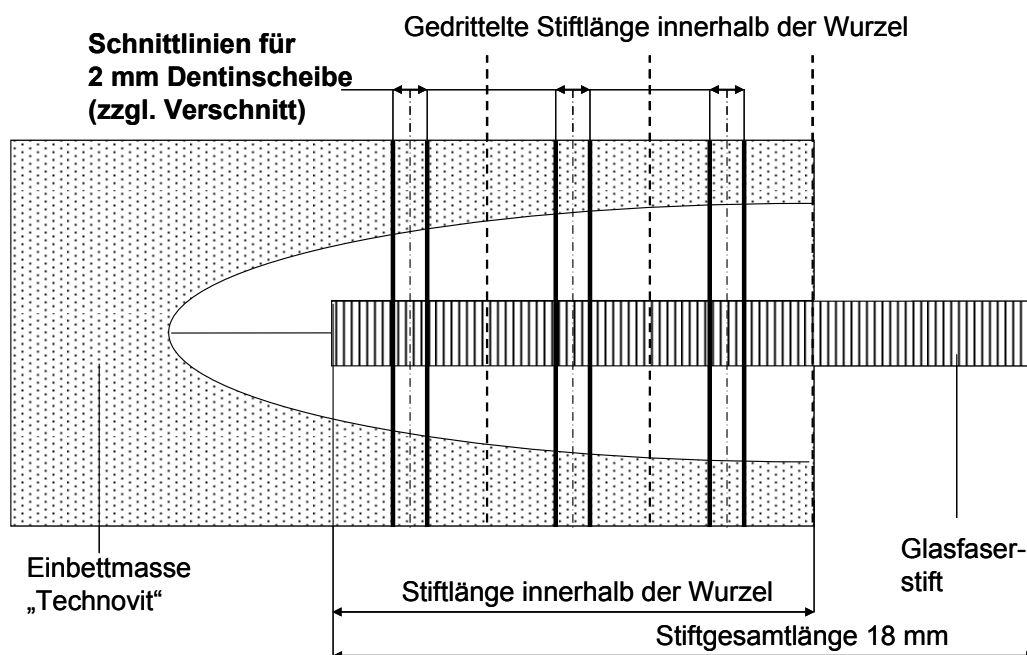


Abbildung 5: Berechnung der Lage der Sägeschnitte für die Dentinscheiben

Mit einem Diamantsägeblatt wurden an der Innenlochsäge pro Zahn 3 Wurzelquerschnitte von 2 mm Dicke senkrecht zur Zahnachse aus den Proben unter Wasserkühlung herausgetrennt. Die Proben wurden dafür in eine speziell dafür angefertigte Haltevorrichtung³⁴ eingespannt (Abbildung 6).

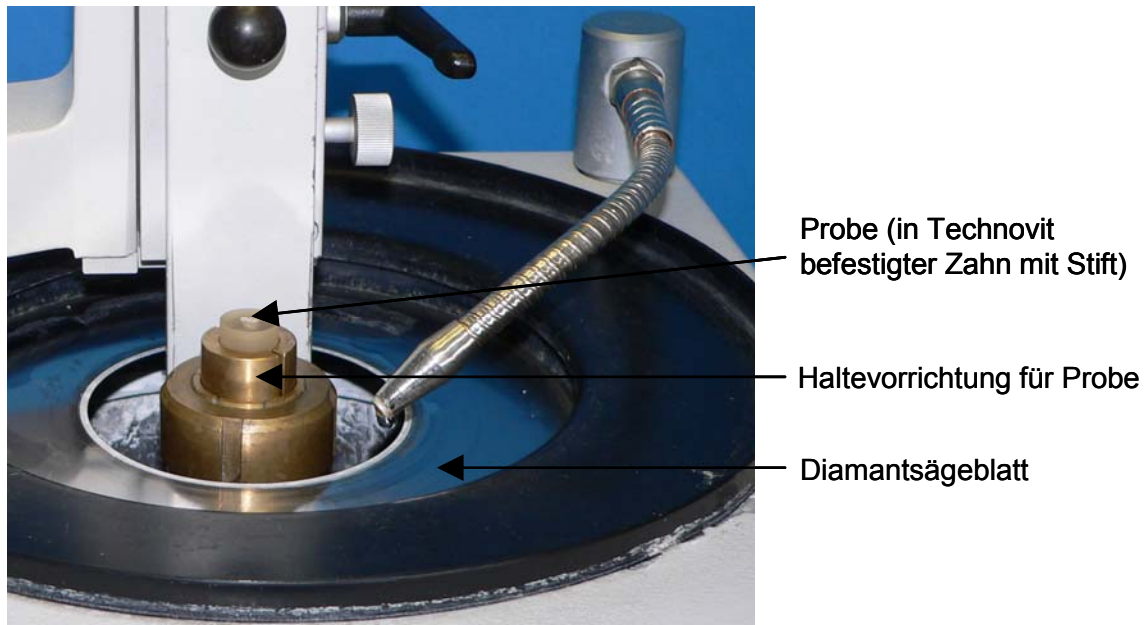


Abbildung 6: Innenlochsäge mit Probe in Haltevorrichtung

4.5 Ausstoßversuch

Die Proben wurden so in die Haltevorrichtung³⁵ der Zwick-Universalprüfmaschine³⁶ platziert, dass der zylindrische Metallprüfstempel³⁷ mit einem Durchmesser von 1,5 mm mittig, ohne Berührung des Dentins auf den Stift traf (Abbildung 7).

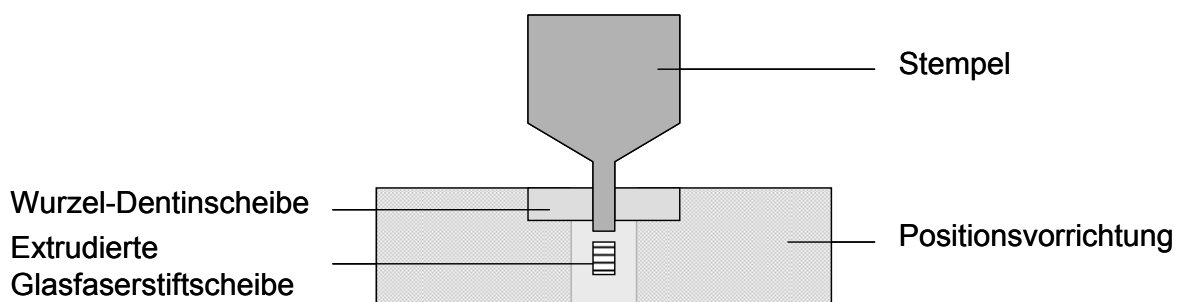


Abbildung 7: Schematische Darstellung des Ausstoßversuchs

Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 0,5 mm pro Minute. Die Bruchabschaltswelle wurde so gewählt, dass die Prüfung bei einem Kraftabfall von 70 % unter dem maximal gemessenen Wert abgebrochen wurde. Ein Beispiel für den Verlauf der gemessenen Kraft F (N) im Ausstoßversuch ist in Abbildung 8 dargestellt.

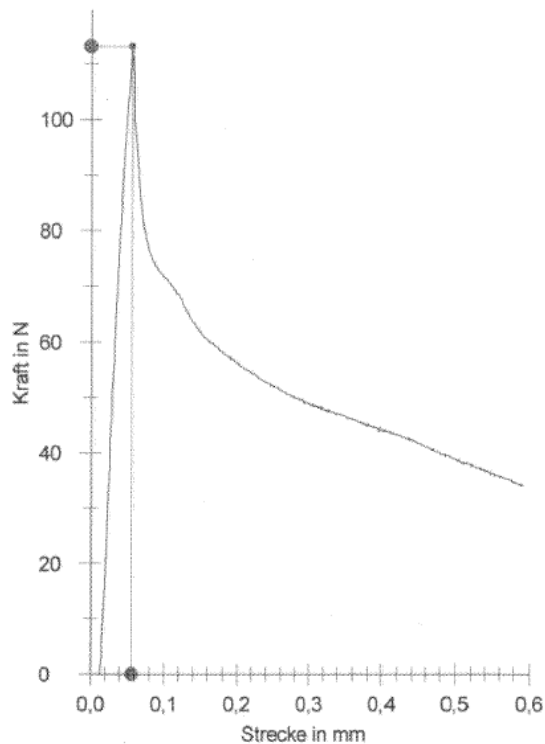


Abbildung 8: Gemessene Kraft F (N) im Verlauf des Ausstoßversuchs

Die Verbund- oder Haftfestigkeit S wurde als Quotient aus der zum Lösen der Stift-Komposit-Zylinder erforderlichen Kraft F_{\max} (N) und der Mantelfläche A der extrudierten Stift-Komposit-Zylinder berechnet: $S = F_{\max}/2\pi \cdot r \cdot h$ [Haller et al. 1993]. Die Mantelfläche wurde für jede Probe durch Vermessen der Stift-Komposit-Zylinderhöhe individuell mit dem digitalen Messgerät⁵ ermittelt. Der Radius r betrug 0,75 mm.

4.6 Statistische Auswertung

Für die Auswertung wurden nur Proben mit einer Sollhöhe $2 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ herangezogen. Die anderen Proben wurden von der weiteren Auswertung ausgenommen. Ebenfalls wurden Proben nicht berücksichtigt, bei denen es zu Extremwerten bei der Kraftmessung während des Ausstoßversuches kam, die auf dem Aussetzen der automatischen Abschaltung der Werkstoffprüfmaschine beruhten.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm StatView³⁸. Die Lage und Streuung des gemessenen Merkmals Haftfestigkeit innerhalb der 18 Gruppen wurden mit Hilfe des arithmetischen Mittels, der Standardabweichung und des Medians beschrieben.

Da für das Merkmal Haftfestigkeit keine Normalverteilung angenommen werden konnte, wurden parameterfreie Verfahren zur Datenanalyse herangezogen.

Für jede der Einflussgrößen Wurzelkanaltiefe (zervikal, mittig, apikal), Material (Super-Bond C&B, Multilink, Panavia), Spüllösung (NaOCl, EDTA, CHX) wurde der Vergleich der Haftfestigkeit zwischen den Kategorien der Einflussgröße innerhalb der Kategorien der anderen Einflussgrößen mit dem Kruskal-Wallis-Test und anschließendem Bonferroni-Dunn-Test, als Post Hoc Test mit α Adjustierung für 3 Gruppen, vorgenommen. Im Fall der Einflussgröße Befestigungsmethode erfolgte der Vergleich mit dem U-Test nach Mann-Whitney-Wilcoxon. Das Signifikanzniveau wurde jeweils mit $\alpha = 0,05$ festgelegt.

5 Ergebnisse

Zur übersichtlichen Darstellung der in diesem Kapitel beschriebenen Ergebnisse der Arbeit werden die Daten der statistischen Tests in Tabellen (im Anhang) und die Haftfestigkeiten in Boxplot-Diagrammen dargestellt. Dabei werden Signifikanzen in den Tabellen fett dargestellt. Ausreißer der Haftfestigkeitswerte werden in den Boxplot-Diagrammen mit einem kleinen Kreis sichtbar gemacht.

Des Weiteren werden die unterschiedlichen Befestigungstiefen in den Tabellen mit unterschiedlich nummerierten Ebenen bezeichnet: Ebene 1 entspricht der zervikalen, Ebene 2 der mittleren und Ebene 3 der apikalen Schnittebene.

5.1 Einfluss der Befestigungstiefe im Wurzelkanal

Der Vergleich der Schnittebenen, d.h. der unterschiedlichen Tiefen im Wurzelkanal, zeigte wenige signifikante Unterschiede (Tabelle 4 im Anhang).

Bei der Anwendung des Befestigungsmaterials Super-Bond C&B mit der Spüllösung EDTA und der Befestigungsmethode SK zeigten sich in der apikalen Ebene signifikant höhere Haftwerte im Vergleich zur zervikalen und mittleren Ebene (Abbildung 9).

In der zervikalen Ebene ließen sich bei dem Material Multilink in Verbindung mit der Spüllösung CHX und der Befestigungsmethode S signifikant höhere Werte für die Haftfestigkeit nachweisen als in der mittleren und apikalen Ebene. Es ergaben sich auch signifikant höhere Werte für die zervikale Ebene bei der Verwendung von Multilink mit NaOCl und der Befestigungsmethode S im Vergleich mit der mittleren und apikalen Ebene (Abbildung 10).

Beim Einsatz von Panavia mit EDTA und der Befestigungsmethode S wurden in der zervikalen Ebene signifikant höhere Haftwerte erreicht als in der apikalen Ebene. Bei der Anwendung der Befestigungsmethode SK mit der Spüllösung EDTA verhielt es sich umgekehrt. Die Werte der zervikalen Ebene waren hier signifikant niedriger als die der apikalen (Abbildung 11).

Sehr hohe Medianwerte der Haftfestigkeit wurden in den Gruppen mit dem Befestigungsmaterial Super-Bond C&B in der apikalen Ebene mit der Spüllösung CHX und Befestigungsart S (Medianwert 14,2 MPa) sowie mit der Spüllösung EDTA und Befestigungsart SK (Medianwert 14,1 MPa) erreicht. Auch bei der Anwendung von Panavia ergaben sich hier die höheren Haftwerte in der apikalen Ebene (Tabelle 2).

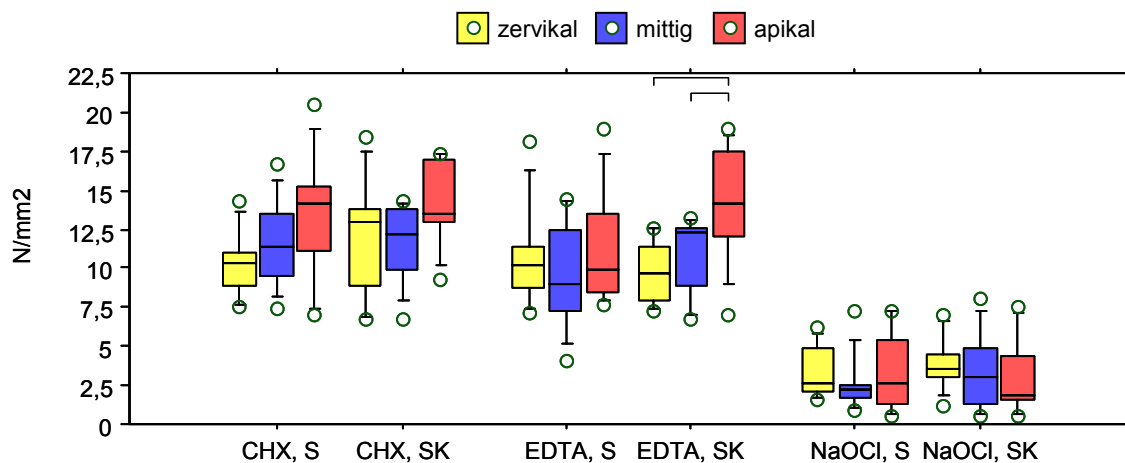


Abbildung 9: Einfluss der Befestigungstiefe bei der Anwendung von Super-Bond C&B in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$

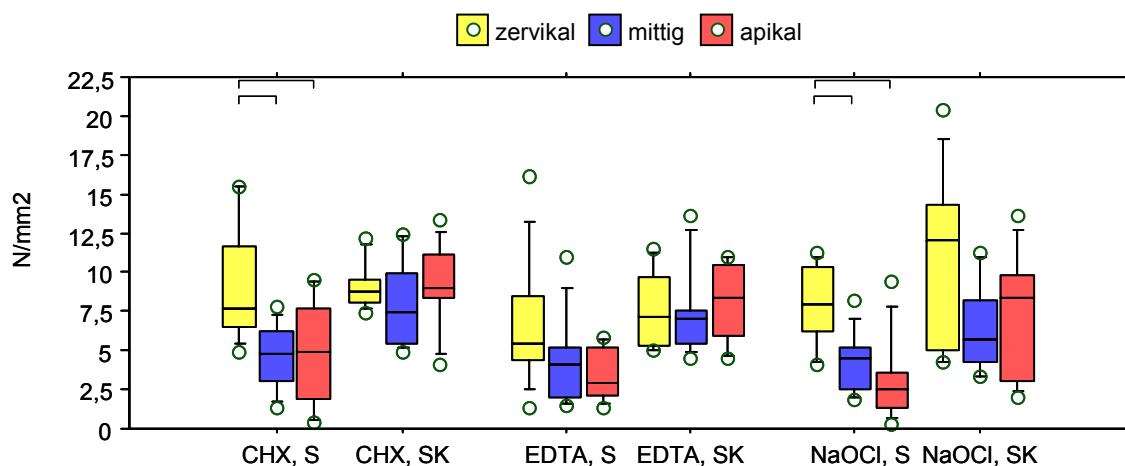


Abbildung 10: Einfluss der Befestigungstiefe bei der Anwendung von Multilink in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$

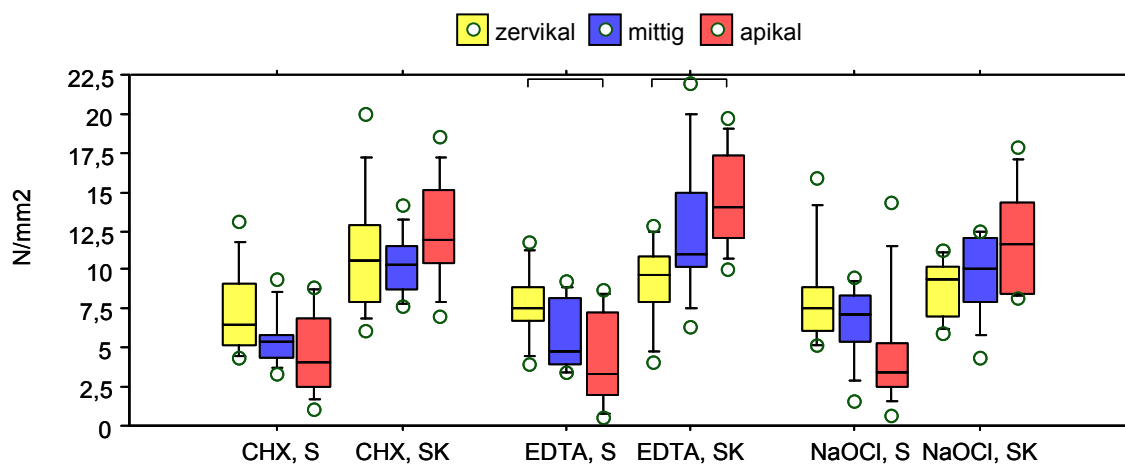


Abbildung 11: Einfluss der Befestigungstiefe bei der Anwendung von Panavia in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$

5.2 Einfluss des Befestigungsmaterials

Der Vergleich der Befestigungsmaterialien zeigte in allen Schnittebenen signifikante Unterschiede (Tabelle 6 im Anhang).

Bei der Anwendung von Super-Bond C&B konnten in der mittigen und apikalen Ebene signifikant höhere Haftwerte als bei Multilink und Panavia gemessen werden. Wurde Super-Bond C&B mit der Spüllösung NaOCl angewendet, fielen die Haftwerte in allen Schnittebenen stark ab (Tabelle 6 im Anhang).

Das Befestigungsmaterial Super-Bond C&B wies signifikant höhere Haftwerte in Verbindung mit der Spüllösung CHX und der Befestigungsmethode S in der mittigen und apikalen Ebene auf als die Befestigungsmaterialien Multilink und Panavia. Super-Bond C&B erzielte ebenfalls bei der Anwendung von CHX und der Befestigungsmethode SK in den Ebenen mittig und apikal im Vergleich zu Multilink signifikant bessere Werte (Abbildung 13 und Abbildung 14).

Es zeigten sich signifikante Unterschiede von Super-Bond C&B zu Multilink und Panavia in der mittigen Ebene, wenn EDTA mit der Befestigungsmethode S angewendet wurde (Abbildung 13). Multilink und Panavia unterschieden sich signifikant in der apikalen Ebene bei Verwendung von EDTA in Kombination mit der Befestigungsmethode SK (Abbildung 14).

Super-Bond C&B erzielte tendenziell schlechtere Haftwerte in allen Schnittebenen als die anderen beiden Materialien, wenn mit NaOCl gespült wurde (Tabelle 6 im Anhang). Wurde mit NaOCl gespült und das Befestigungsmaterial nur auf den Stift (S) aufgetragen, so zeigten sich in der zervikalen Ebene von Super-Bond C&B zu Multilink und Panavia sowie auch in der mittigen Ebene nur zu Panavia signifikante Unterschiede (Abbildung 12 bzw. Abbildung 13). In der zervikalen Ebene ergaben sich signifikante Unterschiede von Super-Bond C&B zu Multilink und Panavia, wenn die Spüllösung NaOCl und die Befestigungsmethode SK angewendet wurde (Abbildung 12). Ebenfalls signifikante Unterschiede zeigten sich in der mittigen Ebene sowohl zwischen Super-Bond C&B und Panavia als auch zwischen Multilink und Panavia bei Verwendung der Spüllösung NaOCl und der Befestigungsmethode SK (Abbildung 13).

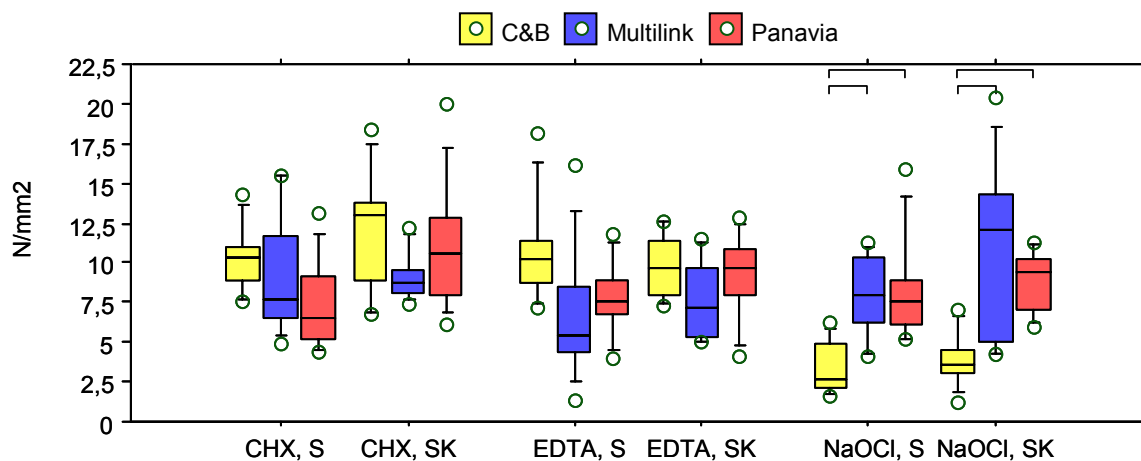


Abbildung 12: Einfluss des Materials in der zervikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$

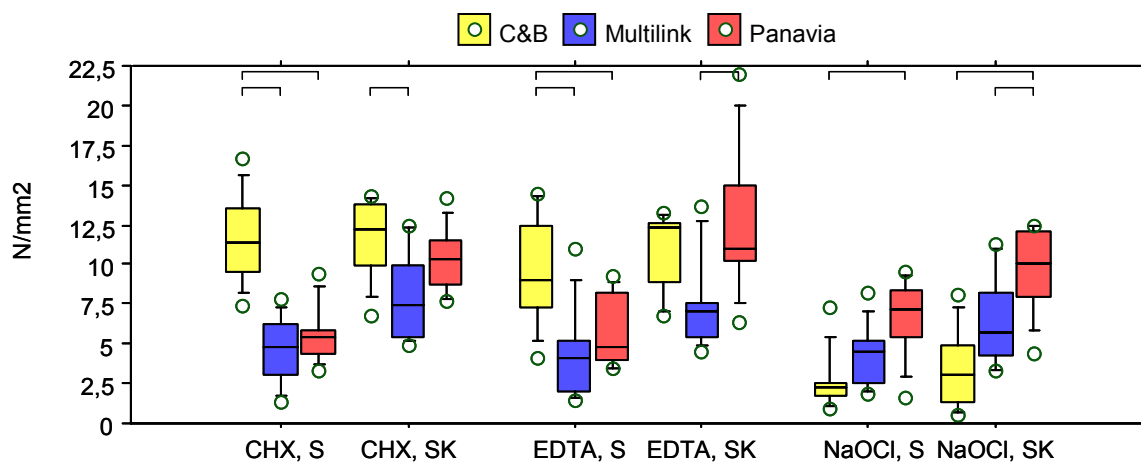


Abbildung 13: Einfluss des Materials in der mittigen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$

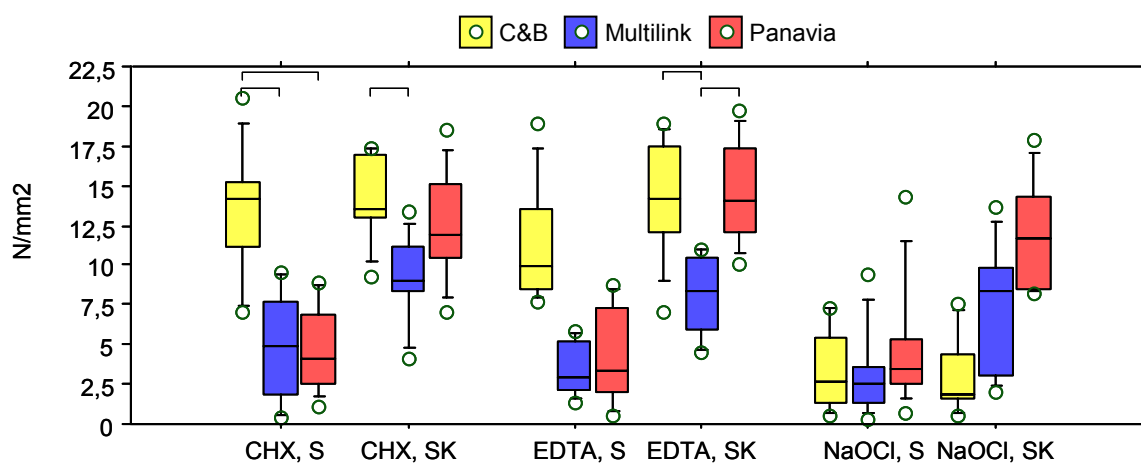


Abbildung 14: Einfluss des Materials in der apikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$

5.3 Einfluss der Spüllösung

Bei der Anwendung der Spüllösungen zeigten sich signifikante Unterschiede für das Befestigungsmaterial Super-Bond C&B. Bei den Materialien Panavia und Multilink ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 7 im Anhang).

Wurde die Spüllösung NaOCl angewendet, kam es in Verbindung mit dem Befestigungsmaterial Super-Bond C&B zu signifikant geringeren Haftwerten als bei dem Gebrauch der Spüllösungen CHX oder EDTA (Tabelle 8 im Anhang). Dies zeigte sich in allen drei Ebenen und bei beiden Befestigungsmethoden (Abbildung 15 bis Abbildung 17).

Die drei Spüllösungen CHX, EDTA und NaOCl hatten keinen signifikanten Einfluss bei der Anwendung von Multilink und Panavia (Tabelle 8 im Anhang).

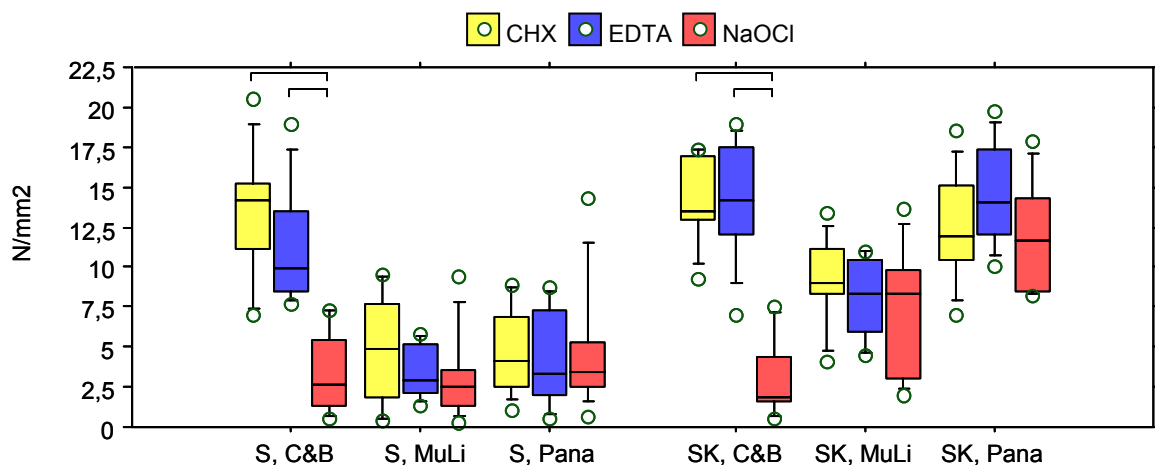


Abbildung 15: Einfluss der Spüllösung in der zervikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Befestigungsmethode und dem Material, $\alpha \leq 0,0167$

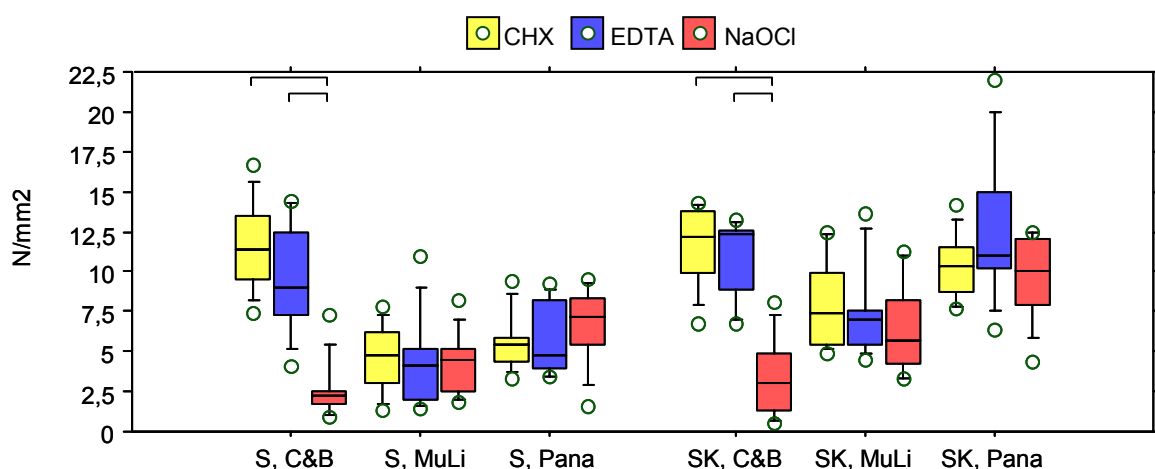


Abbildung 16: Einfluss der Spüllösung in der mittigen Schnittebene in Abhängigkeit von der Befestigungsmethode und dem Material, $\alpha \leq 0,0167$

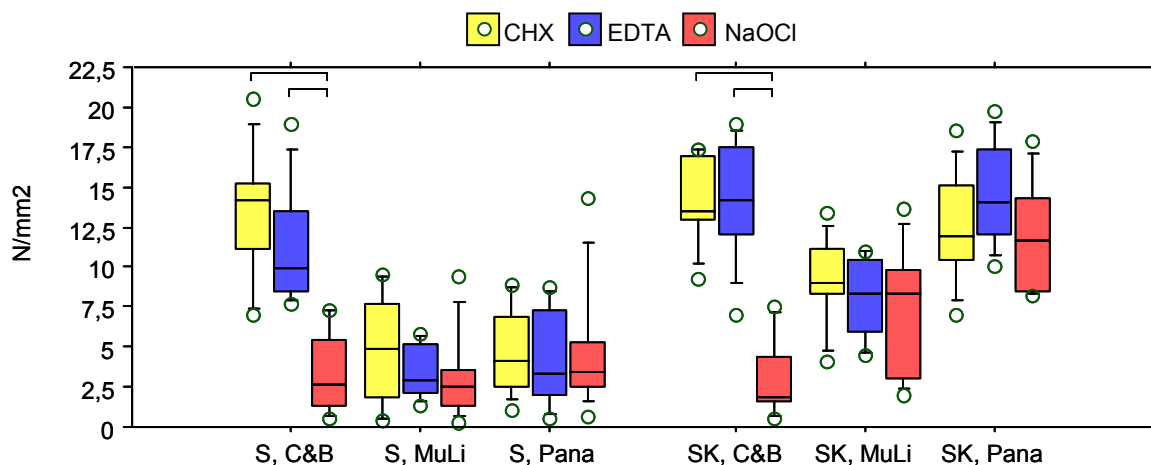


Abbildung 17: Einfluss der Spüllösung in der apikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Befestigungsmethode und dem Material, $\alpha \leq 0,0167$

5.4 Einfluss der Befestigungsmethode

Die Art der Befestigung hatte bei allen drei Spüllösungen einen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit bei den Materialien Panavia und Multilink, hauptsächlich in der mittigen und apikalen Ebene (Tabelle 9 im Anhang). Beim Gebrauch von Multilink mit NaOCl ergab sich nur in der apikalen Ebene ein signifikanter Unterschied (Abbildung 20). Beim Einsatz von Panavia mit CHX zeigten sich in allen drei Ebenen signifikante Unterschiede (Abbildung 18 bis Abbildung 20).

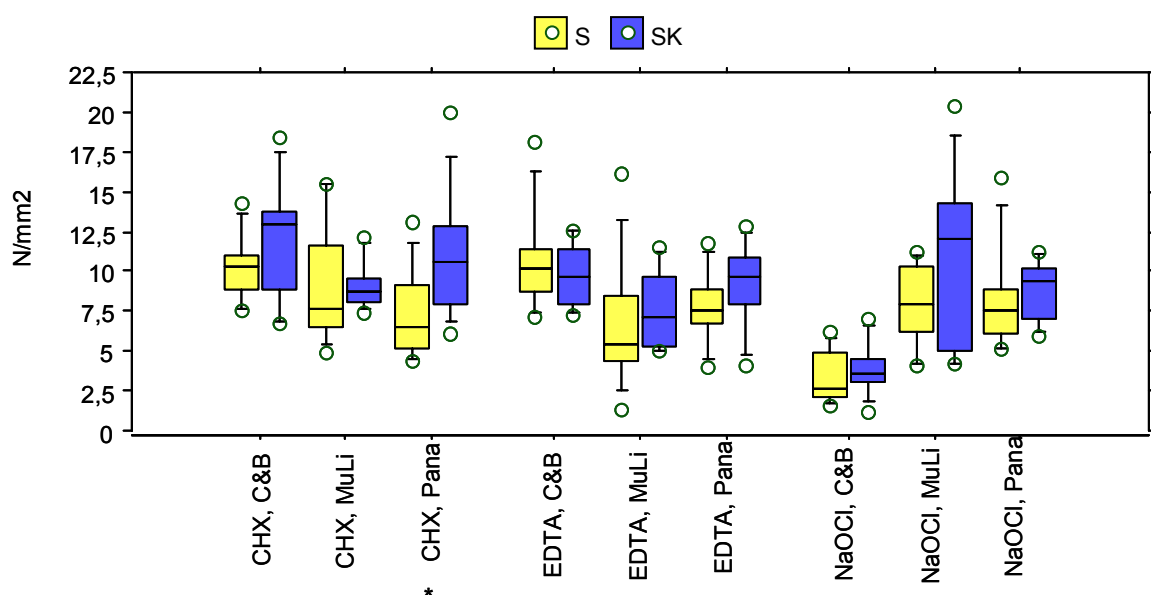


Abbildung 18: Einfluss der Befestigungsmethode in der zervikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und dem Material, * $\alpha \leq 0,05$

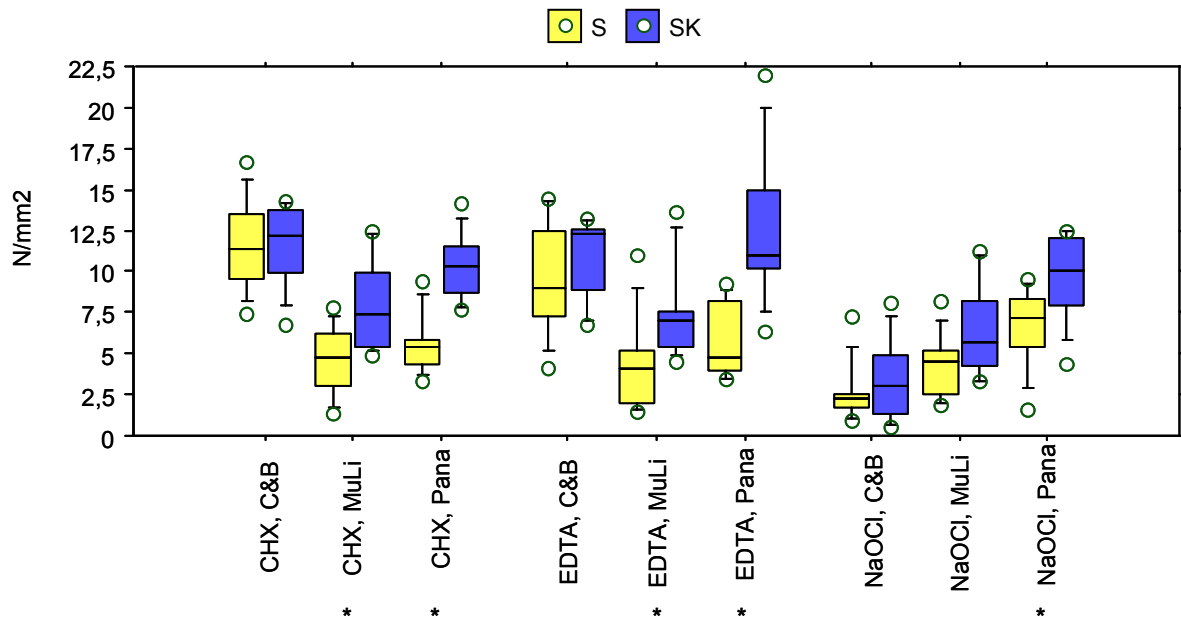


Abbildung 19: Einfluss der Befestigungsmethode in der mittigen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und dem Material, * $\alpha < 0,05$

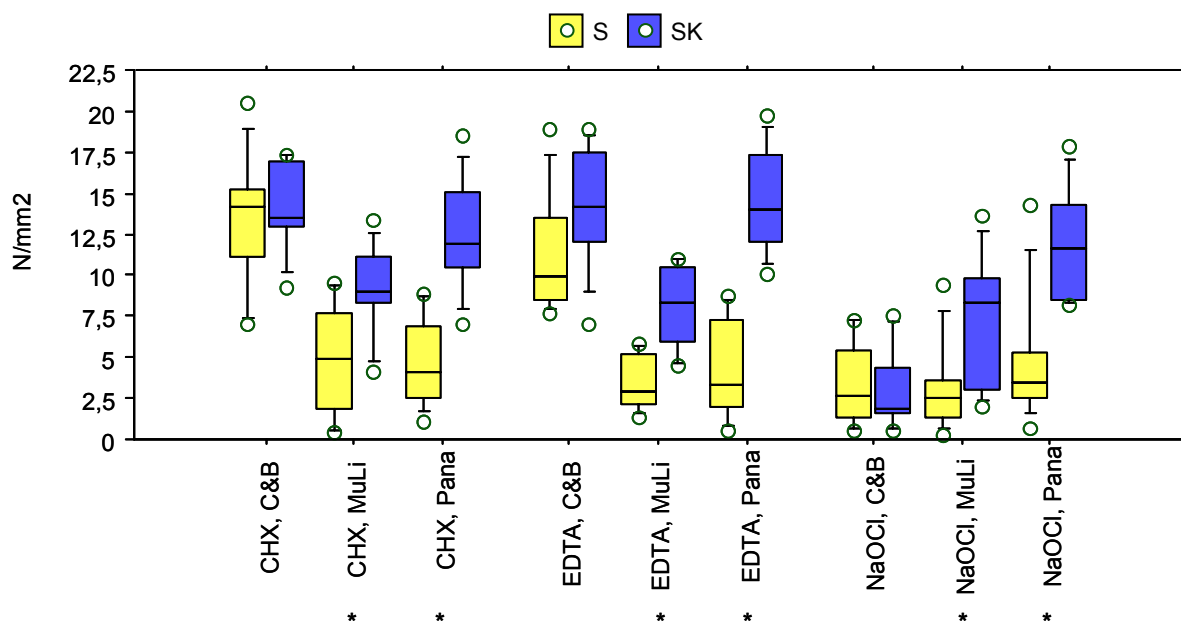


Abbildung 20: Einfluss der Befestigungsmethode in der apikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und dem Material, * $\alpha < 0,05$

Überwiegend waren die Haftwerte (Tabelle 2) bei der Befestigungsmethode SK signifikant höher als die der Befestigungsmethode S (Tabelle 9).

Bei Super-Bond C&B zeigten sich weder in der zervikalen noch in der mittigen und apikalen Ebene signifikante Unterschiede (Tabelle 9).

5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Für den Einfluss der Befestigungstiefe auf die Haftfestigkeit innerhalb des Wurzelkanals zeigten sich vereinzelt signifikante Unterschiede. Ein Zusammenhang von Haftwerten und der Wurzelkanaltiefe ließ sich nicht erkennen.

Der Vergleich der Befestigungsmaterialien zeigte überwiegend signifikante Unterschiede in der mittigen und apikalen Schnittebene. Dabei erreichte Super-Bond C&B bei der Verwendung der Spüllösung CHX signifikant höhere Werte als Multilink und Panavia.

Die Spüllösung zeigte einen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit. Wurde mit NaOCl gespült, erreichte Panavia die höchsten Haftwerte. Die niedrigsten Werte ergaben sich bei der Anwendung von NaOCl mit dem Befestigungsmaterial Super-Bond C&B.

Die Befestigungsmethode hatte einen signifikanten Einfluss bei den Befestigungsmaterialien Multilink und Panavia in der mittigen und apikalen Ebene - unabhängig von der Spüllösung. Dabei zeigten sich höhere Werte für die Befestigungsmethode SK.

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

In-vitro-Studien gehören zu den Standardverfahren wissenschaftlicher Untersuchungen in der Zahnmedizin. Durch sie erhält man Aussagen über das wahrscheinliche Verhalten von Materialien, auch wenn die Übertragungsfähigkeit auf In-vivo-Situationen limitiert ist [Roulet 1994].

Das klinische Versagen der Retention erfolgt in der Regel nicht direkt nach der Zementierung, sondern nach der Summierung von Stressfaktoren (funktionelle und parafunktionelle Krafteinwirkungen, Temperaturschwankungen, feuchtes Mundmilieu). Eine Befestigungsmethode kann nach dem Einsetzen des Stiftes sehr gute Haftwerte erreichen, im klinischen Einsatz aber sehr sensibel auf Veränderungen reagieren.

In dieser Arbeit wurde der adhäsive Haftverbund von Kompositmaterialien mit Glasfaserstiften am Wurzeldentin mittels Ausstoßversuch im In-vitro-Verfahren untersucht. Die In-vivo-Parameter sollten mit einem möglichst geringen Versuchsaufwand simuliert und standardisiert werden. Eine Haftfestigkeitsmessung ist aus ethischen Gründen in vivo nicht möglich. Um Hinweise auf ein klinisch zu erwartendes Verhalten von Stiftaufbauten zu erhalten, sind Laboruntersuchungen notwendig.

6.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne

Um eine Übertragung der In-vitro-Ergebnisse auf die klinische Situation zu ermöglichen, kamen in der vorliegenden Untersuchung extrahierte, kariesfreie, humane Eckzähne der zweiten Dentition zum Einsatz. Die Vorgeschichte und das Alter sowie der Extraktionszeitpunkt der Zähne waren unbekannt. Um einer möglichen Verzerrung der Versuchsergebnisse vorzubeugen, wurden diese nach zuvor bestimmter Wurzellänge gleichmäßig auf die Gruppen verteilt.

Für eine genauere Darstellung von In-vivo-Gegebenheiten wird von einigen Autoren die Verwendung von Humandentin gefordert [King & Setchell 1990; Kovarik et al. 1992]. Im Vergleich zum humanen Dentin wurden signifikant höhere Werte für die Anzahl der Dentintubuli im bovinen Dentin nachgewiesen [Camargo et al. 2007], besonders im bovinen Wurzeldentin [Schilke et al. 2000]. OSARIO et al. konnten bei ihren

Untersuchungen an menschlichen Molaren höhere Werte für die Verbundfestigkeit messen als an bovinem Material [Osorio et al. 2005].

In Untersuchungen zur Wirkung von Dentinhaftvermittlern in Bezug auf die Haftfestigkeit und die marginale Adaptation ergaben sich keine signifikanten Unterschiede durch verschiedene Lagerungszeiten von Zähnen [Blunck et al. 1990]. MIXSON et al. fanden heraus, dass das Alter der Zahnproben die Randqualität von Kompositen im Dentin nicht beeinflusst. Sie untersuchten Zähne von jüngeren (16-26 J.) und älteren (58-87 J.) Probanden [Mixson et al. 1993]. In einer anderen Studie wurden verminderte Haftwerte für altersabhängig sklerotisch verändertes Dentin gemessen [Yoshiyama et al. 1996]. Eine dünnere Hybridlayerschicht und kürzere Kunststoffzapfen wurden ebenfalls für altes und sklerotisches Dentin ermittelt [Prati et al. 1999].

Die Zähne, die in der vorliegenden Untersuchung zur Anwendung kamen, lagerten vor dem Versuch in einer 20 %igen Alkohollösung. GOODIS et al. haben in ihrer Studie bei der Anwendung von Dentinadhäsiven keine Beeinflussung der Verbundfestigkeit durch die vorherige Dauer der Lagerung sowie durch die Lagerung in Alkohol festgestellt [Goodis et al. 1993].

HAGGE et al. untersuchten den Einfluss der Zementspaltbreite auf die Haftfestigkeit adhäsiv befestigter Wurzelkanalstifte und konnten zeigen, dass eine geringfügige Verbreiterung des Spaltes zu den Wurzelstiften gegenüber stiftformkongruenten Wurzelkanälen zu signifikant höheren Abzugskräften führt [Hagge et al. 2002]. Sie folgerten aus den Ergebnissen ihrer Studie, dass eine breitere Schichtstärke zu einer besseren Vernetzung des Komposits in der Verbundzone führt. Dies erhöht die Eigenfestigkeit der Befestigungskomposite und trägt damit zur Steigerung der Haftfestigkeit bei.

Bei der Auswahl der Zähne bzw. Wurzeln der vorliegenden Arbeit wurde auf einen ausreichend großen Durchmesser der Kanallumina geachtet. Dieser durfte den Durchmesser des FibreKor Stiftes nicht überschreiten.

6.1.2 Auswahl und Vorbereitung der Stifte

Um neben der Zusammensetzung der Glasfaserstifte weitere Einflussgrößen, wie die Lichtleitfähigkeit und die Stiffform auszuschließen, wurde in der vorliegenden Untersuchung nur ein Stiffotyp verwendet. Dieser war ein parallelwandiger, segmentierter Glasfaserstift des „FibreKor Post“-Systems von Jeneric Pentron (Wallingfort/USA), der

auch in anderen Studien zur Anwendung kam, z.B. [Cormier et al. 2001; Galhano et al. 2005; Grandini et al. 2005a; Kurtz et al. 2003; Naumann et al. 2005; Reid et al. 2003]. Matrix und Fasern sind die Hauptbestandteile der Stifte, wobei zwischen Glas- und Quarzfasern unterschieden wird. Die Fasern haben Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften (Elastizität, Frakturfestigkeit). Zähne, in die Glasfaserstifte inseriert sind, haben ein ähnliches Elastizitätsmodul bei okklusaler Belastung wie natürliche Zähne [Boschian Pest et al. 2002; Pegoretti et al. 2002]. WRBAS et al. stellten einen besseren Verbund zu Stiften mit geringerem Faseranteil aber höherem Matrixanteil fest [Wrbas et al. 2006b]. Es wird angenommen, dass die Matrix einen chemischen Verbund mit dem Komposit (Bis-GMA) eingehen kann, welches Bestandteil der meisten adhäsiven Kompositssysteme ist. MANNOCCI et al. konnten erstmals eine Penetration von Monomeren des Adhäsivsystems in die Matrix von Glasfaserstifte (Stifte mit einer nicht polymerisierten Polymer-Netzwerkmatrix) nachweisen [Mannocci et al. 2005]. Die Lichtleitfähigkeit von Glasfaserstiften ist von der Stiftgeometrie und der Transluzenz abhängig. Infolgedessen ist die Durchhärtung des umgebenden dual- oder lighthärtenden Befestigungskomposits unterschiedlich [Patyk et al. 2005]. Parallelwandige Stifte erreichen höhere Retentionswerte als konische Stifte [Sahafi et al. 2004].

Während einige Studien zeigen, dass eine Silanisierung bei Glas- und Quarzfaserstiften zu höheren Werten der Verbundfestigkeit führt [Aksornmuang et al. 2004; Aksornmuang et al. 2006; Sahafi et al. 2003], wurde in anderen Studien keine Steigerung der Verbundfestigkeit durch Silanisierung festgestellt [Bitter et al. 2006b; Perdigao et al. 2006]. Da sich aus der Literatur keine eindeutige Aussage zur Steigerung der Verbundfestigkeit durch Silanisierung ableiten lässt, wurde in dieser Untersuchung der Empfehlung des Herstellers gefolgt.

6.1.3 Angewandte Befestigungskompositssysteme

Bei den in dieser Arbeit verwendeten Befestigungskompositen handelte es sich um drei Systeme (Panavia, Multilink, Super-Bond C&B), die aus zwei Pasten bzw. Pulver und Flüssigkeit bestehen. Durch das Anmischen besteht die Gefahr des Einmischens von Luftblasen in das Material. Dies verringert die Qualität des Komposits und mindert die Kontaktflächen des Haftverbunds [Sanares et al. 2001]. Durch gleichmäßiges Ausstreichen beim Anmischvorgang konnte dies vermieden werden.

Bei der Verwendung saurer Einflasken- Haftvermittler eines nicht kompatiblen Systems kann es zu einer Inaktivierung der erforderlichen Initiatoren bei den Paste-Paste-Kompositen kommen [Suh et al. 2003; Tay et al. 2003]. Es wurde auf den Gebrauch eines kompatiblen Adhäsivsystems geachtet. In der vorliegenden Arbeit wurden die von den Herstellern des Komposits empfohlenen Haftvermittler als Adhäsivsysteme entsprechend der Herstellerangaben eingesetzt.

6.1.4 Vorbereitung der Wurzeln

Um beeinflussende Effekte des Sealers auszuschließen, wurden die Stifte ohne vorherige Wurzelkanalfüllung inseriert [Schönbrodt et al. 2003; Wrbas et al. 2006a]. Wurde vor dem Stifteinsetzen eine Wurzelkanalfüllung gelegt, zeigten sich in der Untersuchung von SERAFINO et al. Sealer- und Guttapercha-Reste in unterminierten Bereichen, was zu einer Reduzierung der retentiven Oberfläche führte. Durch die unvollständige Benetzung der Kanalwände mit dem Bonding kam es zur Verminderung des adhäsiven Verbundes [Serafino et al. 2004].

HAGGE et al. versuchten durch Lagerung der Zahnproben im kalten Wasser während der Abbindereaktion des Einbettkunststoffes dem Temperaturanstieg entgegenzuwirken [Hagge et al. 2002]. Eine übermäßige Erwärmung der Wurzeln wurde auch in dieser Studie durch die Lagerung im Wasserbad während der Aushärtung verhindert. Da in der vorliegenden Arbeit erst nach der Einbettung in die Kunststoffeinhettmasse Technovit® das Einsetzen der Stifte mit dem Befestigungskomposit erfolgte, war eine Beeinflussung des Haftverbundes zwischen Dentin und dem Adhäsiv bzw. Komposit durch erhöhte Temperaturen von vornherein ausgeschlossen.

Zum Auftragen des jeweiligen Adhäsivsystems wurden Microbrush-Applikatoren verwendet. FERRARI et al. untersuchten in einer Studie verschiedene Applikationsformen und Adhäsivsysteme für das Einsetzen von Glasfaserstiften. Ausgewertet wurde die Hybridschicht sowie die Ausbildung und Anzahl der Kunststoffzapfen unter dem Rasterelektronenmikroskop. Wurden „Microbrush Plus“ zur Applikation des Dentinhaftvermittlers verwendet, zeigte sich eine sehr gleichmäßig ausgeprägte Hybridschicht. Die Anzahl der Kunststoffzapfen war signifikant erhöht [Ferrari et al. 2001a]. Der lange, schmale und verbiegbare Halter dieser kleinen Applikatoren gestattet das Auftragen einer homogenen und kontrollierten Menge von Primer bzw. Adhäsiv in der gesamten Stiftpräparation [Ferrari et al. 2002]. Erhöhte

Zugkraftwerte konnten nach der Anwendung der Microbrush-Applikatoren festgestellt werden [Fonseca et al. 2006].

Die Wasserlagerung ist ein häufig angewandtes Verfahren zur Testung von Alterungsprozessen adhäsiver Verbindungen [Fonseca et al. 2006; Raskin et al. 2001; Walker et al. 2003]. Die Lagerung der Proben mit eingeklebtem Glasfaserstift im destillierten Wasser für 28 Tage wurde angewandt, um den Einfluss der hygroskopischen Expansion durch Wasserabsorption zu nutzen und somit die Gegebenheiten im Mundmilieu zu simulieren. Es kommt zu einer Schwächung des adhäsiven Verbundes, was sich durch die Auflockerung der Polymerstruktur, verursacht durch Quellvorgänge, erklären lässt [Gwinnett & Yu 1995]. Die volle Ausprägung der hygroskopischen Expansion konnte schon nach 28 Tagen Wasserlagerung nachgewiesen werden [Hansen & Asmussen 1989]. In einer Untersuchung von PURTON et al. wurde die Effizienz von Thermocycling gegenüber einer reinen Wasserlagerung bei adhäsiv befestigten Faserstiften im Wurzelkanal getestet, wobei sich für das Thermocycling kein signifikanter Einfluss auf die Ergebnisse zeigte [Purton et al. 2003].

6.1.5 Herstellung der Querschnitte für den Ausstoßversuch

Durch eine unsachgemäße Bearbeitung von faserverstärkten Stiften (z.B. Kürzung ohne Wasserkühlung oder Abtrennen mittels Seitenschneider) kommt es zu einer Strukturschädigung des Matrix-Faser-Systems und einer Desintegration der Glas- oder Karbonfasern [Grandini et al. 2002]. Um Strukturschädigungen zu vermeiden, wurden in der vorliegenden Arbeit mit einem wassergekühlten Diamantsägeblatt der Innenlochsäge 2 mm dicke Dentinscheiben parallel zur Okklusionsfläche der Zähne herausgetrennt, analog zu der von HALLER et al. standardisierten Vorgehensweise [Haller et al. 1993; Haller et al. 1991]. Zur Auswertung der Haftfestigkeit in den unterschiedlichen Abschnitten des präparierten Wurzelkanals wurden drei Schnittebenen, die jeweils mittig im zervikalen, mittigen und apikalen Drittel der Wurzel lagen, gewählt [Perdigao et al. 2004; Perdigao et al. 2006; Teixeira et al. 2005; Vichi et al. 2002a].

6.1.6 Ausstoßversuch

In dieser Untersuchung wurden für den Ausstoßversuch nur Proben mit einer Sollhöhe von $2 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ herangezogen. Die anderen Proben wurden von der weiteren

Auswertung ausgenommen. Ebenfalls wurden Proben nicht berücksichtigt, bei denen es zu Extremwerten bei der Kraftmessung während des Ausstoßversuches kam, die auf das Aussetzen der automatischen Abschaltung der Werkstoffprüfmaschine beruhten.

Die Messung von Haftfestigkeiten ist ein Standardverfahren zur In-vitro-Evaluation von Dentinadhäsiven. Der Ausstoßversuch gilt als bewährtes Verfahren zur Bestimmung der Komposit-Dentinhaftung [Frankenberger et al. 1996a; Haller et al. 1991], vor allem auch im Wurzelbereich zur Beurteilung in den unterschiedlichen Segmenten [Bitter et al. 2006b; Bitter et al. 2006c; Boschian Pest et al. 2002; Kurtz et al. 2003; Perdigao et al. 2004; Perdigao et al. 2007; Perdigao et al. 2006].

Gegenüber der Mikrohärtebestimmung gilt der Ausstoßversuch als verlässlicher [Goracci et al. 2004]. Im Vergleich zu den Scher- und Zugversuchen haben die von HALLER initiierten Dentinausstoßversuche den Vorteil, dass Biegemomente und Kerbspannungen bei der Bestimmung der Haftfestigkeit weitgehend vermieden werden [Haller et al. 1991]. Der Spannungsverlauf bei Zug- und Scherversuchen ist in der Komposit-Dentin-Grenzfläche inhomogener als beim Ausstoßversuch. Es treten nicht-uniforme Belastungsspitzen und Kerbspannungen auf [Frankenberger 2002; Van Noort et al. 1991; Van Noort et al. 1989]. Bei einem Ausstoßversuch von apikal nach koronal ist eher eine Verkeilung der Kunststoffzapfen in den tangential angeschnittenen Dentintubuli möglich als bei der Ausstoßrichtung von koronal nach apikal [Frankenberger et al. 1996b]. Ein Nachteil des Ausstoßversuchs gegenüber dem Schermodus ist die Empfindlichkeit gegenüber Ausrichtungs- und Positionierungsfehlern der Versuchsapparatur [Drummond et al. 1996].

In der vorliegenden Untersuchung wurde mittels der Zwick-Universalprüfmaschine und einer eigens für diesen Versuch zur Vermeidung von Positionierungsfehlern hergestellten Ausstoßvorrichtung die Haftkraft (F_{max}), die zum Lösen des adhäsiven Verbundes notwendig war, ermittelt. Bei allen Proben wurde auf die gleiche Ausstoßrichtung geachtet (von koronal nach apikal).

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Einfluss der Tiefe innerhalb des Wurzelkanal

Im zervikalen Drittel der Wurzel zeigen sich die höchsten Werte für die Anzahl und den Durchmesser der Dentintubuli, mit abnehmende Tendenz zum mittleren und apikalen Drittel [Camargo et al. 2007]. Aufgrund der beeinflussenden Struktur des Dentins auf

die Verbundfestigkeit von Kompositen und der Ergebnisse aus der Untersuchung von CARMAGO wurde ein Einfluss auf die Wirksamkeit der Adhäsivsysteme vermutet. Im pulpanahen Dentin steht wegen der größeren Durchmesser der Dentintubuli und ihrer größeren Anzahl pro Fläche weniger Dentinfläche für die Haftung zur Verfügung als im pulpafernen Dentin. Pulpanahes Dentin zeigt eine höhere Permeabilität als pulpafernes [Prati & Pashley 1992; Tagami et al. 1990]. Die Haftmechanismen von Dentinadhäsiven sind mikromechanischer Natur [Erickson 1992; Nakabayashi et al. 1991]. ASMUSSEN und UNO diskutierten eine chemische Haftungskomponente [Asmussen & Uno 1992].

Gegen die Anwendung von Dentinadhäsiven und Kompositzementen im Wurzelkanal sprechen die Problematik der mangelnden Überprüfbarkeit der Applikation der Adhäsive und die fehlende Kontrolle der Trockenheit im Kanal. Im apikalen Drittel des Kanals kommt es häufig zur unvollständigen Entfernung des Schmierschicht und somit zu einer nur eingeschränkten Penetration des Adhäsivs in diesem Bereich [Serafino et al. 2004]. In einem Ausstoßversuch wurden regional verschiedene Haftwerte nachgewiesen, wobei im koronalen Segment höhere und im apikalen die niedrigsten Werte ermittelt wurden. Zur Anwendung kam ein chemisch härtendes Material. Auf die Befestigungsmethode wurde hier nicht weiter eingegangen [Kurtz et al. 2003]. Da in der Studie von KURTZ et al. die Zähne vorher eine Wurzelkanalfüllung erhielten, kann zurückgelassenes Wurzelfüllmaterial die gemessenen Werte beeinflusst haben. MJOR et al. schlussfolgerten aus ihren Untersuchungen, dass aufgrund der morphologischen Unterschiede im radikulären Dentin und der geringeren Anzahl von Dentintubuli die Dentinhaftung im apikalen Bereich der Wurzel der adhäsive Verbund erschwert wird [Mjör et al. 2001]. In der Untersuchung von BITTER et al. wurde eine signifikant höhere Haftkraft im apikalen Bereich festgestellt [Bitter et al. 2006a].

Die Ergebnisse in der vorliegenden Studie weichen teilweise von denen der zuvor beschriebenen Untersuchungen ab. Die Haftfestigkeiten dieser Untersuchung zeigen eine steigende Tendenz, je tiefer im Kanal gemessen wurde. Bei dem Material Super-Bond C&B kam es im apikalen Anteil zu den signifikant höchsten Haftwerten (14,2 MPa). Voraussetzung hierfür war, dass auch die Spüllösung EDTA verwendet wurde und das Komposit auf den Stift und in den Kanal eingebracht wurde. Eine mögliche Erklärung für das Ansteigen der Werte ist, dass sich Super-Bond C&B durch seine Dünnflüssigkeit direkt nach dem Anmischen sehr gut in den apikalen Wurzelbereich einbringen lässt [Gaston et al. 2001].

Mit dem chemisch härtenden Material Multilink wurden im ersten Drittel des Wurzelkanals die signifikant höchsten Werte ermittelt, wenn gleichzeitig die Spüllösungen CHX oder NaOCl und das Komposit nur auf den Stift aufgetragen wurden.

Wurde das dualhärtende Panavia F 2.0 in Kombination mit der Spüllösung EDTA und der Befestigungsmethode SK verwendet, wurden signifikant höhere Haftwerte in der apikalen Ebene erzielt. Wird die Befestigungsmethode S angewandt, verhält es sich umgekehrt, was sich durch das vorheriges Abstreifen des Kompositzementes beim Einsetzen erklären lässt.

Es zeigte sich ein unterschiedliches Haftfestigkeitsverhalten in den verschiedenen Segmenten des Wurzelkanals in Abhängigkeit vom Material, von der Befestigungsmethode und der Spüllösung. Daher kann nicht allgemein geschlussfolgert werden, dass die Wurzelkanaltiefe einen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit hat. Auch in anderen Studien wurden keine regionalen Unterschiede festgestellt [Aksornmuang et al. 2004; Foxton et al. 2005]. In der Arbeit von KAMPE konnte anhand einer Bruchflächenuntersuchung keine allgemeine Tendenz zu einer schwächeren Dentinhaftung im apikalen Wurzelkanalanteil nachgewiesen werden. Es wurden dual- und rein chemisch härtende Materialien verwendet. Er machte die Techniksensitivität bei der Anwendung adhäsiver Befestigungssysteme für die variierenden Abzugswerte verantwortlich [Kampe 2005].

6.2.2 Einfluss des Befestigungskomposits

Die Frage, ob konventionell oder adhäsiv befestigt werden soll, wird kontrovers diskutiert [Bateman et al. 2003; Schwartz & Robbins 2004]. Durch eine effektive Haftung müssen die Polymerisationsschrumpfung und der ungünstige Wärmeausdehnungskoeffizient des Komposits ausgeglichen werden [Eick et al. 1993b; Pashley et al. 1994]. Die Retention ist einerseits abhängig von der Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Befestigungskomposit sowie andererseits zwischen Wurzelstift und Komposit. Eine hohe Retentionskraft des Befestigungsmaterials wirkt sich positiv auf die Langzeitstabilität der Wurzelstifte aus.

Bei WRBAS et al. zeigen sich für die Gruppe der konventionell zementierten Metallstifte vergleichbare bzw. signifikant höhere Abzugskräfte im Vergleich zu den adhäsiv befestigten Glasfaserstiften [Wrbas et al. 2006a]. In anderen Studien haben Komposite bei der Befestigung von Wurzelstiften gleiche bzw. höhere Retentionswerte als

Zinkoxidphosphatzemente erreicht [Duncan & Pameijer 1998; Rosin et al. 2003; Utter et al. 1997]. Für adhäsiv befestigte glasfaserverstärkte Wurzelstifte kann eine gute Retentionsrate nachgewiesen werden [Boschian Pest et al. 2002; Ferrari et al. 2000b; Monticelli et al. 2003].

In der Untersuchung von METZGER stellte sich heraus, dass die Konversionsrate von lichthärtenden Befestigungsmaterialien von koronal nach apikal abnimmt und damit auch die Festigkeit des Komposits [Metzger 2005]. Auch wenn bei einigen glasfaserverstärkten Stiften eine gute Lichtdurchlässigkeit und somit eine gute Leitung des Polymerisationslichtes in den Wurzelkanal nachgewiesen werden konnte, sind Materialien mit einer selbsthärtenden Komponente hinsichtlich der vollständigen Polymerisation verlässlicher [Giachetti et al. 2004]. PATYK et al. kamen durch ihre Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass bei Wurzelkanallängen über 8 mm chemisch härtende Befestigungskomposite zu empfehlen sind [Patyk et al. 2005]. FERRARI et al. zeigten in ihren Untersuchungen, dass der Verbund von dual- oder chemisch härtenden Materialien zum Dentin im Vergleich zu den rein lichthärtenden Materialien besser ist [Ferrari et al. 2001b]. Wird ein dualhärtendes Komposit angewendet, das nicht einer Lichthärtung unterzogen wurde, führt dies zu einer geringeren Haftung am Dentin [Giannini et al. 2004]. Daraus lässt sich vermuten, dass es bei der Anwendung von dualhärtenden Befestigungskompositen – besonders in apikalen oder weiten Regionen des Wurzelkanals – zu keiner optimalen Konversionsrate kommt. Rein chemisch härtende Systeme erreichen sowohl einen besseren und sichereren Verbund zum Dentin als auch die höchste Konversionsrate innerhalb des Befestigungsmaterials. Das selbstpolymerisierende Komposit ClearfilCore erreichte einen weitaus stärkeren Verbund als die dualhärtenden Komposite CoreRestore 2 und MultiCore Flow [Wrbas et al. 2006b].

Super-Bond C&B kam bereits in verschiedenen Studien zum Einsatz, wo hohe Haftfestigkeiten gegenüber den getesteten Materialien (Dentin, Zirkoniumoxid) nachgewiesen werden konnte z.B. [Ari et al. 2003; Bouillaguet et al. 2003; Mendoza & Eakle 1994; Zouaoui 2006]. BOUILLAGUET et al. ermittelten die höchsten Mikrozugfestigkeitswerte für Super-Bond C&B ($12,1 \text{ MPa} \pm 4,1$) zur Befestigung im Wurzelkanal. In der Studie von ARI et al. wurden die höchsten Mikrozugfestigkeitswerte (Mittelwert $27,7 \text{ MPa} \pm 5,9$) für die Zementierung ohne Vorbehandlung mit NaOCl gemessen. Ein direkter Vergleich mit diesen Ergebnissen ist aufgrund des unterschiedlichen Studiendesigns nicht möglich. Die hohe Verbundfestigkeit konnte

aber durch die vorliegende Studie bestätigt werden. Die höchsten Werte wurden in der Gruppe für Super-Bond C&B (Mittelwert 14,2 MPa \pm 3,8), Spüllösung EDTA und Befestigungsmethode SK für das apikale Drittel ermittelt.

Multilink gehört zu den rein chemisch härtenden Materialien und findet sich ebenfalls in vielen Studien wieder, wobei die ermittelten Werte eine gute bis sehr gute Haftfestigkeit zum Dentin belegen [Ferrari & Mannocci 2000; Ferrari et al. 2001b; Monticelli et al. 2003; Monticelli et al. 2005]. Die in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Werte sind geringer, als die für Super-Bond C&B und Panavia F 2.0, wobei sich die höchsten Werte für Multilink (Mittelwert 11,0 MPa \pm 5,8) in der Gruppe mit der Spüllösung NaOCl, Befestigungsart SK und im zervikalen Drittel befanden.

Panavia F 2.0 wurde als ein dualhärtendes Befestigungskomposit in zahlreichen Studien angewandt, wobei die Werte für den Haftverbund gut bis sehr gut waren [Akgungor & Akkayan 2006; Ari et al. 2003; Bitter et al. 2006a; Hagge et al. 2002; Luthy et al. 2006; Sahafi et al. 2003]. Die Ursache für die höheren Werte wird mit dem funktionellen Phosphatmonomer MDP erklärt, das die Eigenschaft besitzt, an restaurativen Materialien zu binden [Sahafi et al. 2003]. AKGUNGOR und AKKAYAN ermittelten im Ausstoßversuch (3 mm dicke Proben) für die Haftfestigkeit mit dem selbstätzenden Primer 13,2 \pm 2,5 MPa, wobei innerhalb der Wurzel keine regionalen Unterschiede festgestellt wurden. In dieser Arbeit lagen die höchsten Werte für Panavia F (2 mm dicke Proben) bei 14,5 MPa (Mittelwert) \pm 3,1 im apikalen Drittel, bei der Verwendung der Spüllösung EDTA und der Befestigungsart SK.

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung lässt sich ableiten, dass das Befestigungsmaterial einen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit hat. Für Super-Bond C&B und für Panavia F wurden die höchsten Werte ermittelt. Dabei spielen wiederum die Befestigungsmethode und die vor dem Einsetzen des Stiftes verwendete Spüllösung eine Rolle. Die Abhängigkeit der Haftfestigkeit vom Material wurde auch in anderen Untersuchungen herausgestellt [Bitter et al. 2006a; Sahafi et al. 2003; Wrbas et al. 2007].

6.2.3 Spüllösung

Im Wurzelkanal bildet sich durch die Aufbereitung eine Schmierschicht, die aus organischen und anorganischen Bestandteilen sowie Bakterien besteht. Um ein Fortschreiten der bakteriellen Invasion zu verhindern und um die Schmierschicht zu entfernen, werden verschiedene Spüllösungen, hauptsächlich Natriumhypochlorit,

Chlorhexidin und EDTA während der endodontischen Behandlung eingesetzt. Daher wurden in dieser Studie diese drei Substanzen verwendet und ihr Einfluss auf den adhäsiven Verbund untersucht.

In den von ERNST et al. untersuchten Adhäsivsystemen führen Desinfektionsmaßnahmen der Dentinoberfläche mit NaOCl zu einem erheblichen Rückgang der Dentinhaftwerte. Die Anwendung einer 1 %igen Natriumhypochloritlösung vor dem Ätzvorgang führt zum partiellen Herauslösen von Kollagenbestandteilen an der Dentinoberfläche und somit zu strukturellen Veränderungen. Es wurden verminderte Haftwerte im Ausstoßversuch und eine Erhöhung der kohäsiven Brüche gemessen [Ernst et al. 1999]. In einer anderen Untersuchung wurde geätztes Dentin mit NaOCl gespült, wobei ein Absinken der Werte bestätigt wurde [Frankenberger et al. 2000]. GWINNETT konnte im Abscherversuch für geätztes, mit NaOCl befeuchtetes Dentin keine Verminderung der Scherhaftungswerte nachweisen. Bei nicht geätztem Dentin hingegen war eine Reduktion der Scherhaftungswerte zu verzeichnen [Gwinnett 1994]. Bei der Anwendung von NaOCl spielt die Kontaktzeit der Spüllösung [Perdigao et al. 2000], sowie das verwendete Adhäsivsystem [Pioch et al. 1999] eine Rolle. Die Verschlechterung des adhäsiven Verbundes durch die Anwendung von Natriumhypochlorit lässt sich auch auf das Wurzelentin übertragen [Ari et al. 2003; Erdemir et al. 2004; Nikaido et al. 1999; Vongphan et al. 2005]. Eine rasterelektronenmikroskopische Studie konnte die Hypothese bestätigen, dass NaOCl die Ausbildung einer Hybridschicht bei Verwendung von Dentinadhäsiven behindert. Als Kontrollgruppe diente während der Kanalaufbereitung eine Spülung mit entionisiertem Wasser. In der Gruppe, in der mit NaOCl gespült wurde, konnten nicht überall eine Hybridschicht und Kunststoffzapfen nachgewiesen werden [Mannocci et al. 1999b].

In der vorliegenden Studie wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Spüllösungen bei der Anwendung des Befestigungsmaterials Super-Bond C&B gefunden. Wird Super-Bond C&B nach dem Spülen mit NaOCl angewandt, so werden signifikant niedrigere Haftwerte gemessen als bei der Spülung mit EDTA oder CHX. Diese Beobachtung wird von NIKAIDO bestätigt [Nikaido et al. 1999]. Bei den anderen beiden Befestigungsmaterialien (Panavia und Multilink) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Spüllösungen festgestellt werden und somit nicht die anderen Studien bestätigt werden.

In einer Untersuchung von SCENZA et al. wurde ein dekalzifizierender Effekt der abschließenden Spülung des Wurzelkanals mit 17 %iger EDTA Lösung nachgewiesen [Scenza et al. 2003]. Die Konditionierung der Dentinoberfläche mit EDTA-haltigen Primern führte mit Eröffnung der Dentintubuli zur Auflösung der Schmierschicht [Carvalho Batista et al. 2005; Haller et al. 1992; Tay et al. 2006]. In einer weiteren Studie von SCENZA zeigte sich, dass die effektivste Kontaktzeit zur Eröffnung der Dentintubuli mit EDTA bei drei Minuten liegt und eine Verlängerung des Zeitintervalls keinen Vorteil bringt [Scenza et al. 2004]. Das kollagene Netzwerk ist nach der EDTA-Spülung besser erhalten als nach einer Spülung mit NaOCl [Osorio et al. 2005].

Chlorhexidin (CHX) umfasst als Spüllösung ein weiteres Keimspektrum als NaOCl, das vor allem *Enterococcus faecalis* einschließt. Es hat aufgrund seiner Affinität zum Dentin eine länger anhaltende antiseptische Wirkung, welche bis zu zwölf Wochen im Wurzelkanaldentin nachweisbar ist [Rosenthal et al. 2004]. Bei der Chlorhexidin-Desinfektion konnte in verschiedenen Studien kein signifikanter Einfluss auf die Dentinhaftung von Adhäsiven bei der Total-Ätz-Technik gefunden werden [Perdigao et al. 1994]. Bei Anwendung nach dem Ätzen wirkte sich Chlorhexidin positiv hemmend auf die Kollagenzerstörung aus [Hebling et al. 2005]. Wird der präparierte Wurzelkanal mit 2 %igem Chlorhexidin-Gel vorbehandelt, wurden gegenüber einer EDTA/NaOCl-Vorbehandlung signifikant höhere Haftwerte erreicht [da Silva et al. 2005]. Entgegen der Studie von DA SILVA wurde bei der Verwendung der Befestigungssysteme Multilink und Panavia, ohne separaten Ätzvorgang, kein signifikanter Unterschied in Verbindung mit den Spüllösungen CHX, EDTA oder NaOCl festgestellt.

Erfolgt – unabhängig von der Befestigungsmethode – die Kombination Super-Bond C&B mit der Spüllösung CHX, so wurden signifikant höhere Haftwerte im mittleren und apikalen Wurzelkanaldrittel gegenüber Panavia und Multilink erzielt. In der Untersuchung von ERDEMIR zur Vorbehandlung des Wurzelkanals mit NaOCl und CHX wurden ebenfalls höhere Werte für die Kombination Super-Bond C&B und CHX gemessen [Erdemir et al. 2004].

6.2.4 Befestigungsmethode

Für die Anwendung konventioneller Befestigungszemente werden durch die Applikation des Befestigungsmaterials in den Kanal höhere Retentionswerte als bei der alleinigen Benetzung des Stiftes erreicht [Turner 1982]. Von WRBAS et al. wird angeraten, das

Befestigungskomposit auf den Stift und in den Kanal zu applizieren [Wrbas et al. 2006a]. Durch den Kontakt verschiedener chemisch- oder dualhärtende Komposite zur adhäsiv benetzten Dentinwand kommt es zum schnelleren Aushärten. Daher wird vom Hersteller das alleinige Beschichten des Stiftes empfohlen. In dieser Untersuchung lässt sich ein signifikanter Unterschied für die beiden Befestigungsmethoden und die Materialien Multilink und Panavia feststellen ungeachtet der verwendeten Spüllösung. Die Haftfestigkeiten sind signifikant höher bei der Befestigungsmethode SK. Bei der Befestigungsmethode S wird das Befestigungsmaterial nur auf den Stift aufgebracht. Beim Einsetzen des beschichteten Stiftes kommt es zum Abstreifen des Komposits im Wurzelkanaleingangsbereich, wodurch nicht genügend Material in den Kanal, vor allem in den apikalen Bereich, gelangt. Somit entstehen blasige Einschlüsse, was wiederum zu einer inkompletten Schicht des Befestigungskomposits führen kann [Alfredo et al. 2005]. Auch FONSECA et al. befestigten Wurzelkanalstifte mit dem dualhärtenden Panavia F, wobei ebenfalls die höheren Abzugswerte in der Gruppe erreicht wurden, in der vor dem Einsetzen des Stiftes das Komposit in den Kanal eingebracht wurde und gleichzeitig auf die Stiftoberfläche aufgetragen wurde. Das Einbringen in den Kanal erfolgte mit einem Lentulo, durch dessen Anwendung eine gute Verteilung des Befestigungsmaterials im Kanal und dadurch die Bildung einer gleichmäßigen, kontinuierlichen Zementschicht erreicht wird [Fonseca et al. 2006]. Hierbei ist jedoch darauf zu achten, dass es nicht zu einer teilweisen Polymerisation kommt, bevor der Stift platziert wird [Schwartz & Robbins 2004].

Um ein zügigeres Auffüllen des Wurzelkanals mit anschließender Platzierung des Stiftes zu gewährleisten, wurden in dieser Untersuchung spezielle Spritzenaufsätze für herkömmliche Dosierpistolen verwendet (Accudose® Needle-Tips™, Centrix, Shelton, CT/USA). Der sehr lange und dünne Spritzenaufsatz erlaubt es, die Stiftpräparation mit dem Befestigungsmaterial beginnend vom apikalen Bereich nach koronal aufzufüllen. Es wird beidhändig gearbeitet. Mit der einen Hand erfolgt das Einspritzen des Komposits in den Kanal. Mit der anderen die Applikation des vorher schon beschichteten Stiftes. So besteht keine Gefahr der vorzeitigen Aushärtung [Krastl 2005]. Für Super-Bond C&B und Panavia wurde die optimale Zementspaltbreite von 30 Mikrometer und für Zinkoxidphosphatzement von 40 Mikrometer ermittelt [Wu & Wilson 1994]. In einer Untersuchung von OSMAN et al. zur Schichtdicke und Viskosität ergeben sich für Super-Bond C&B und Zinkoxidphosphatzement Schichtdicken von ca. 25 Mikrometer, wobei für die Viskosität von Super-Bond C&B der geringste initiale Wert

(nach 60 s) und der höchste Wert nach 240 s gemessen wurde. Für Panavia wurden Schichtdicken über 50 Mikrometer gemessen. Die Bildung einer dünnen Schichtdicke ist eine Eigenschaft des Befestigungsmaterials und hat Einfluss auf die Passgenauigkeit einer Restauration [Osman et al. 2006].

Für das Material Super-Bond C&B ergeben sich keine signifikanten Unterschiede für die beiden Befestigungsmethoden. Eine mögliche Erklärung dafür ist die sehr niedrige Viskosität nach dem Anmischen. So wird bei dem Beschichten des Stiftes (Befestigungsmethode S) und anschließendem Einsetzen genügend Komposit in den Kanal eingebracht und somit eine gute Benetzung der Dentinwände erreicht.

7 Schlussfolgerungen

Die Erzielung hoher Haftfestigkeiten bei der adhäsiven Befestigung von Glasfaserstiften ist von mehreren Faktoren abhängig und lässt sich nicht auf alle untersuchten Kompositmaterialien einheitlich übertragen.

Die Ergebnisse sind noch unter In-vivo-Bedingungen zu bestätigen.

Folgende Schlussfolgerungen lassen sich aus den Ergebnissen der Studie ziehen:

- Es wurden keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte in Bezug auf die Tiefe (zervikal, mittig, apikal) innerhalb des Wurzelkanals gefunden.
- Beim Vergleich der Materialien bezüglich der Haftwerte wurden statistisch signifikante Unterschiede ermittelt. Dabei zeigte das Befestigungsmaterial Super-Bond C&B höhere Werte.
- Bei der Anwendung von Spüllösungen vor dem Einsetzen der Stifte zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede. Eine Kombination des Befestigungskomposits Super-Bond C&B mit der Spüllösung NaOCl führte zu sehr schlechten Haftwerten. Die besten Ergebnisse wurden mit Super-Bond C&B in Kombination mit den Spüllösungen CHX und EDTA erreicht.
- Einen weiteren statistisch signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit hat die Befestigungsmethode in Abhängigkeit vom Befestigungsmaterial. Bei den Materialien Multilink und Panavia wurden bessere Ergebnisse erreicht, wenn das Befestigungsmaterial vor dem Einsetzen des Stiftes in den Kanal eingebracht und auf den Stift aufgetragen wurde (Befestigungsmethode SK). Bei dem sehr dünnfließenden Super-Bond C&B spielt die Befestigungsmethode keine Rolle.

8 Zusammenfassung

Die Zielsetzung dieser In-vitro-Studie war die Untersuchung der Haftfestigkeit von Befestigungskompositen am Wurzelkanalentin in Abhängigkeit von der Tiefe innerhalb des Wurzelkanals, dem Befestigungskomposit, der Spüllösung und der Befestigungsmethode (Applikationsart).

In 180 menschliche, einwurzelige Eckzähne wurden Glasfaserstifte mit Hilfe eines Dentinhaftvermittlers und eines Komposits in stiftformkongruente Wurzelkanäle eingesetzt. Vor dem Einsetzen der Stifte erfolgte eine Spülung des Wurzelkanals mit unterschiedlichen, endodontischen Spüllösungen (NaOCl, EDTA, CHX). Zum Einsetzen der Wurzelstifte wurden drei verschiedene Befestigungskomposite (Super-Bond C&B, Multilink, Panavia F 2.0) nach Herstellerangaben verwendet, wobei zwei verschiedene Befestigungsmethoden benutzt wurden. Zum einen wurde das Befestigungsmaterial nur auf den Stift aufgetragen (S). Zum anderen wurde es auf den Stift aufgetragen und in den Kanal eingebracht (SK).

Nach einer vierwöchigen Lagerung im Wasserbad wurden pro Zahn drei Querschnitte (Dicke $2 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$) mittels wassergekühlter, diamantierter Innenlochsäge hergestellt. Die Haftfestigkeit wurde anschließend mit Hilfe des Ausstoßversuches an der Zwick über die maximal gemessene Kraft ermittelt. Für jede der Einflussgrößen Wurzelkanaltiefe (zervikal, mittig, apikal), Material (Super-Bond C&B, Multilink, Panavia) und Spüllösung (NaOCl, EDTA, CHX) wurde der Vergleich der Haftfestigkeit mit dem Kruskal-Wallis-Test und anschließend dem Bonferroni-Dunn-Test mit α -Adjustierung vorgenommen. Im Fall der Einflussgröße Befestigungsmethode erfolgte der Vergleich mit dem U-Test nach Mann-Whitney-Wilcoxon. Das Signifikanzniveau wurde jeweils mit $p = 0,05$ festgelegt.

Bei den Materialien Panavia und Multilink kommt es durch die Anwendung der Microbrush Applikatoren zu einem gleichmäßigen Auftrag des Adhäsivs in der gesamten Stiftpräparation. Super-Bond C&B ist nach dem Anmischen ein sehr dünnflüssiges Material, welches die Wände der Präparation ebenfalls sehr gut - auch bis in die tiefer liegenden Bereiche - benetzt. Die Ergebnisse zeigen, dass bei diesen Materialien und den hier angewendeten Microbrushs die Wurzelkanaltiefe auf die Haftfestigkeit keinen Einfluss hat. Es lassen sich nur vereinzelt signifikante Unterschiede nachweisen. Nicht bestätigt wurde somit die Vermutung, dass der adhäsive Verbund sich je nach Tiefe innerhalb des Wurzelkanals verändert.

Die Haftfestigkeit wird jedoch vom Befestigungskomposit, der Spüllösung und der Befestigungsmethode beeinflusst. Beim Vergleich der Befestigungskomposite erzielte Super-Bond C&B in Verbindung mit den Spüllösungen CHX und EDTA sehr hohe Haftwerte, wobei die Befestigungsmethode bei diesem Material keinen Einfluss hatte. Bei Multilink und Panavia F 2.0 ließen sich mit der Befestigungsmethode SK signifikant höhere Werte erzielen als bei der Befestigungsmethode S. Die Anwendung der Spüllösung NaOCl führte beim Befestigungskomposit Super-Bond C&B zu den signifikant geringsten Haftfestigkeitswerten.

Bei Verwendung eines Befestigungskomposits zur postendodontischen Rekonstruktion mit Wurzelstiften muss je nach Material auf die Kompatibilität mit der Spüllösung sowie auf die Befestigungsmethode geachtet werden.

9 Summary

The aim of this in-vitro study was to assess the bond strength of luting composites in the root canal during post-endodontic reconstruction. The variables considered were the location within the root canal, the luting composite, the irrigation agent, and the application method.

In 180 single-rooted canines post holes were prepared and fibre-reinforced posts were adhesively luted. Prior to luting of the posts, the root canal was irrigated using different endodontic irrigation agents (NaOCl, EDTA, chlorhexidine gluconate). Three luting composites (Super-Bond C&B, Multilink, Panavia F 2.0) were used in accordance with the manufacturer's specifications to lute posts. Two application methods were used: in one, the luting agent was applied only to the post (method "S"), whereas in the other, it was applied to the post and also into the canal (method "SK").

After four weeks of storage in distilled water, three cross sections with a thickness of 2 mm \pm 0.1 mm were taken from each tooth using a water-cooled diamond annular saw. The bond strength was subsequently calculated using the maximum strength, which was measured by means of a push-out test with a universal testing machine (Zwick).

For each of the variables: root canal depth (cervical, middle, and apical); luting material (Super Bond C&B, Multilink, Panavia); and irrigation agent (NaOCl, EDTA, chlorhexidine gluconate), a comparison of the bond strength was carried out with the Kruskal-Wallis test, followed by the Bonferroni-Dunn test with α -adjustment. For comparison of the two application methods, the Mann-Whitney-U-test was used. The respective significance levels were determined by $p = 0.05$.

The depth within the root canal had no uniform influence on the bond strength. Only a few significant differences could be verified. Therefore, the hypothesis that the adhesive bonding varies according to the root canal depth could not be confirmed. These results were attributed to the fact that microbrushes allowed the uniform application of the composite adhesive of Panavia and Multilink in the entire post preparation. Super-Bond C&B, being a very fluid material, coats the walls of the preparation also very well, even in deep areas.

The bond strength however is significantly influenced by the luting composite, the irrigation agent and the application method. Comparing the luting composites, Super-Bond C&B achieved very high bond strength values when used with the irrigation agents CHX and EDTA; whereas the application method had no influence. With

Multilink and Panavia F 2.0, using the “SK” application method, significantly higher values were found compared to application method “S”. The irrigation agent NaOCl in combination with the luting composite Super-Bond C&B showed the lowest bond strength values.

When selecting luting composites for post-endodontic reconstruction with root posts, attention must be paid to the compatibility of the luting agent with the irrigation agent as well as to the application method used.

10 Literaturverzeichnis

1. Abramovitz, L.; Lev, R.; Fuss, Z.; Metzger, Z.: The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod* 27: 292-295, 2001.
2. Akgungor, G.; 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* 95: 368-378, 2006.
3. Aksornmuang, J.; Foxton, R. M.; Nakajima, M.; Tagami, J.: Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent* 32: 443-450, 2004.
4. Aksornmuang, J.; Nakajima, M.; Foxton, R. M.; Tagami, J.: Regional bond strengths of a dual-cure resin core material to translucent quartz fiber post. *Am J Dent* 19: 51-55, 2006.
5. Alfredo, E.; Junior, J. R.; Silva-Sousa, Y.; Sobrinho, L. O.; Saquy, P. C.; Sousa-Neto, M. D.: Evaluation of retention of post-core system cemented with different materials on dentine surfaces treated with EDTA or Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 23: 36-40, 2005.
6. Anderson, G. C.; Perdigao, J.; Hodges, J. S.; Bowles, W. R.: Efficiency and effectiveness of fiber post removal using 3 techniques. *Quintessence Int* 38: 663-670, 2007.
7. Ari, H.; Yasar, E.; Belli, S.: Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod* 29: 248-251, 2003.
8. Asmussen, E.; Peutzfeldt, A.; Heitmann, T.: Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 27: 275-278, 1999.
9. Asmussen, E.; Uno, S.: Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper Dent Suppl* 5: 68-74, 1992.
10. Bachicha, W. S.; Di Fiore, P. M.; Miller, D. A.; Lautenschlager, E. P.; Pashley, D. H.: Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 24: 703-708, 1998.
11. Balbosh, A.; Ludwig, K.; Kern, M.: Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent* 94: 227-233, 2005.
12. Barthel, C. R.; Zimmer, S.; Zilliges, S.; Schiller, R.; Gobel, U. B.; Roulet, J. F.: In situ antimicrobial effectiveness of chlorhexidine and calcium hydroxide: gel and paste versus gutta-percha points. *J Endod* 28: 427-430, 2002.
13. Bateman, G.; Ricketts, D. N.; Saunders, W. P.: Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 195: 43-48, 2003.
14. Bitter, K.; Kielbassa, A. M.: Dentinadhäsive in der Endodontie - Ein Überblick. *Endodontie* 13: 57-74, 2004.
15. Bitter, K.; Meyer-Lueckel, H.; Priehn, K.; Kanjuparambil, J. P.; Neumann, K.; Kielbassa, A. M.: Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J* 39: 809-818, 2006a.

16. Bitter, K.; Meyer-Lueckel, H.; Priehn, K.; Martus, P.; Kielbassa, A. M.: Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent* 19: 138-142, 2006b.
17. Bitter, K.; Priehn, K.; Martus, P.; Kielbassa, A. M.: In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 95: 302-310, 2006c.
18. Blunck, U.; Haller, B.: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50: 1021-1033, 1999.
19. Blunck, U.; Pohl, M.; Dieker, A.: Einfluß des Extraktionszeitpunktes und der Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 639-642, 1990.
20. Boschian Pest, L.; Cavalli, G.; Bertani, P.; Gagliani, M.: Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 18: 596-602, 2002.
21. Bouillaguet, S.; Troesch, S.; Wataha, J. C.; Krejci, I.; Meyer, J. M.; Pashley, D. H.: Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 19: 199-205, 2003.
22. Bowen, R. L.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues - solubility of dentinal smear layer in dilute acid buffers. *Int Dent J* 28: 97-107, 1978.
23. Bowen, R. L.: Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 58: 1493-1503, 1979.
24. Brannstrom, M.; Nordenvall, K. J.; Glantz, P. O.: The effect of EDTA-containing surface-active solutions on the morphology of prepared dentin: an in vivo study. *J Dent Res* 59: 1127-1131, 1980.
25. Brudevold, F.; Buonocore, M.; Wileman, W.: A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 35: 846-851, 1956.
26. Buchmann, G.; Klimm, W.; Geurtsen, W.: Der Füllungsrandspalt und dessen mikroökologische Bedeutung. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 188-191, 1992.
27. Buonocore, M. G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849-853, 1955.
28. Camargo, C. H.; Siviero, M.; Camargo, S. E.; de Oliveira, S. H.; Carvalho, C. A.; Valera, M. C.: Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod* 33: 422-426, 2007.
29. Cardoso, P. E.; Carrilho, M. R.; Francci, C. E.; Perdigao, J.: Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. *Am J Dent* 14: 22-24, 2001.
30. Carvalho Batista, L. H.; Cezar Sampaio, J. E.; Pilatti, G. L.; Shibli, J. A.: Efficacy of EDTA-T gel for smear layer removal at root surfaces. *Quintessence Int* 36: 551-558, 2005.
31. Cormier, C. J.; Burns, D. R.; 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* 10: 26-36, 2001.

32. da Silva, R. S.; de Almeida Antunes, R. P.; Ferraz, C. C.; Orsi, I. A.: The effect of the use of 2% chlorhexidine gel in post-space preparation on carbon fiber post retention. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 99: 372-377, 2005.
33. Davidson, C. L.; de Gee, A. J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63: 146-148, 1984.
34. Davidson, C. L.; de Gee, A. J.; Feilzer, A.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63: 1396-1399, 1984.
35. de Rijk, W. G.: Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 13: 19B-21B, 2000.
36. Drummond, J. L.; Sakaguchi, R. L.; Racean, D. C.; Wozny, J.; Steinberg, A. D.: Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res* 32: 533-541, 1996.
37. Duncan, J. P.; Pameijer, C. H.: Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80: 423-428, 1998.
38. Edelhoff, D.; Abuzayeda, M.; Yildirim, M.; Spiekermann, H.; Marx, R.: Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 55: 617, 2000a.
39. Edelhoff, D.; Heidemann, D.; Kern, M.; Weigl, P.: Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ: Aufbau endodontisch behandelter Zähne. *Zahnärztl Mitt* 93: 42-44, 2003.
40. Edelhoff, D.; Spiekermann, H.; Yildirim, M.: Klinische Erfahrungen mit konfektionierten Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 55: 746-750, 2000b.
41. Edelhoff, D.; Weber, M.; Spiekermann, H.; Marx, R.: PVD-Beschichtung für verbesserte Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116: 992-999, 2006.
42. Eick, J. D.; Robinson, S. J.; Byerley, T. J.; Chappelow, C. C.: Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 24: 632-640, 1993a.
43. Eick, J. D.; Robinson, S. J.; Chappell, R. P.; Cobb, C. M.; Spencer, P.: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 24: 571-582, 1993b.
44. Erdemir, A.; Ari, H.; Gungunes, H.; Belli, S.: Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod* 30: 113-116, 2004.
45. Erickson, R. L.: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent Suppl* 5: 81-94, 1992.
46. Ernst, C. P.; Brandenbusch, M.; Meyer, G.; Canbek, K.; Gottschalk, F.; Willershausen, B.: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig*, 2006.

47. Ernst, C. P.; Fiedler, T.; Brandenbusch, M.; Willershausen, B.: In-vitro-Untersuchungen zum Randschluss selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnarztl Z* 60: 193-199, 2005.
48. Ernst, C. P.; Post, M.; Willershausen, B.: Der Einfluß der Kavitätendesinfektion auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnarztl Z* 54: 124-126, 1999.
49. Feilzer, A. J.; De Gee, A. J.; Davidson, C. L.: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 6: 167-171, 1990a.
50. Feilzer, A. J.; de Gee, A. J.; Davidson, C. L.: Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 69: 36-39, 1990b.
51. Feilzer, A. J.; de Gee, A. J.; Davidson, C. L.: Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 9: 2-5, 1993.
52. Fernandes, A. S.; Dessai, G. S.: Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 14: 355-363, 2001.
53. Ferrari, M.; Mannocci, F.: A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J* 33: 397-400, 2000.
54. Ferrari, M.; Mason, P. N.; Vichi, A.; Davidson, C. L.: Role of hybridization on marginal leakage and bond strength. *Am J Dent* 13: 329-336, 2000a.
55. Ferrari, M.; Vichi, A.; Garcia-Godoy, F.: Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 13: 15B-18B, 2000b.
56. Ferrari, M.; Vichi, A.; Grandini, S.: Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater* 17: 422-429, 2001a.
57. Ferrari, M.; Vichi, A.; Grandini, S.; Geppi, S.: Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent* 15: 227-231, 2002.
58. Ferrari, M.; Vichi, A.; Grandini, S.; Goracci, C.: Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont* 14: 543-549, 2001b.
59. Fonseca, T. S.; Alfredo, E.; Vansan, L. P.; Silva, R. G.; Sousa, Y. T.; Saquy, P. C.; Sousa-Neto, M. D.: Retention of radicular posts varying the application technique of the adhesive system and luting agent. *Pesqui Odontol Bras* 20: 347-352, 2006.
60. Foxton, R. M.; Nakajima, M.; Tagami, J.; Miura, H.: Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil* 32: 97-104, 2005.
61. Frankenberger, R.: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnarztl Z* 57: 154-171, 2002.
62. Frankenberger, R.; Krämer, N.; Oberschachtsiek, H.; Petschelt, A.: Dentin bond strength and marginal adaptation after NaOCl pre-treatment. *Oper Dent* 25: 40-45, 2000.
63. Frankenberger, R.; Krämer, N.; Petschelt, A.: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 3: 11-17, 1999a.

64. Frankenberger, R.; Krämer, N.; Sindel, J.: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *Dtsch Zahnarztl Z* 51: 556-560, 1996a.
65. Frankenberger, R.; Krämer, N.; Sindel, J.: Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnarztl Z* 51: 206-210, 1996b.
66. Frankenberger, R.; Perdigao, J.; Rosa, B. T.; Lopes, M.: "No-bottle" vs. "multi-bottle" dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17: 373-380, 2001.
67. Frankenberger, R.; Sindel, J.; Krämer, N.; Petschelt, A.: Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24: 147-155, 1999b.
68. Fuentes, V.; Ceballos, L.; Osorio, R.; Toledano, M.; Carvalho, R. M.; Pashley, D. H.: Tensile strength and microhardness of treated human dentin. *Dent Mater* 20: 522-529, 2004.
69. Galhano, G. A.; Valandro, L. F.; de Melo, R. M.; Scotti, R.; Bottino, M. A.: Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod* 31: 209-211, 2005.
70. Gaston, B. A.; West, L. A.; Liewehr, F. R.; Fernandes, C.; Pashley, D. H.: Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 27: 321-324, 2001.
71. Giachetti, L.; Scaminaci Russo, D.; Bertini, F.; Giuliani, V.: Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 32: 629-634, 2004.
72. Giannini, M.; De Goes, M. F.; Nikaido, T.; Shimada, Y.; Tagami, J.: Influence of activation mode of dual-cured resin composite cores and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin treated with self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 6: 301-306, 2004.
73. Goodis, H. E.; Marshall, G. W., Jr.; White, J. M.; Gee, L.; Hornberger, B.; Marshall, S. J.: Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 9: 79-84, 1993.
74. Goracci, C.; Tavares, A. U.; Fabianelli, A.; Monticelli, F.; Raffaelli, O.; Cardoso, P. C.; Tay, F.; Ferrari, M.: The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 112: 353-361, 2004.
75. Grandini, S.; Balleri, P.; Ferrari, M.: Scanning electron microscopic investigation of the surface of fiber posts after cutting. *J Endod* 28: 610-612, 2002.
76. Grandini, S.; Goracci, C.; Monticelli, F.; Tay, F. R.; Ferrari, M.: Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater* 21: 75-82, 2005a.

77. Grandini, S.; Goracci, C.; Tay, F. R.; Grandini, R.; Ferrari, M.: Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont* 18: 399-404, 2005b.
78. Gwinnett, A. J.: Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl* 3: 2-12, 1984.
79. Gwinnett, A. J.: Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 6: 7-9, 1993.
80. Gwinnett, A. J.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 7: 144-148, 1994.
81. Gwinnett, A. J.; Yu, S.: Effect of long-term water storage on dentin bonding. *Am J Dent* 8: 109-111, 1995.
82. Hagge, M. S.; Wong, R. D.; Lindemuth, J. S.: Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont* 11: 19-24, 2002.
83. Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 750-759, 1994.
84. Haller, B.; Hofmann, N.; Klaiber, B.; Pfannkuch, A.: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 100-104, 1993.
85. Haller, B.; Klaiber, B.; Dürner, U.; Hofmann, N.: Dentinpermeabilität nach Behandlung mit Cleanern und Primern. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 171-175, 1992.
86. Haller, B.; Thull, R.; Klaiber, B.; Teuber, M.: An extrusion test for determination of bond strength to dentin. *J Dent Res* 70: 525 (Abstract No. 2070), 1991.
87. Hansen, E. K.; Asmussen, E.: Marginal adaptation of posterior resins: effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. *Dent Mater* 5: 122-126, 1989.
88. Hayashi, M.; Takahashi, Y.; Hirai, M.; Iwami, Y.; Imazato, S.; Ebisu, S.: Effect of endodontic irrigation on bonding of resin cement to radicular dentin. *Eur J Oral Sci* 113: 70-76, 2005.
89. Hebling, J.; Pashley, D. H.; Tjaderhane, L.; Tay, F. R.: Chlorhexidine Arrests Subclinical Degradation of Dentin Hybrid Layers in vivo. *J Dent Res* 84: 741-746, 2005.
90. Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung, Kapitel 1: Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanzen. München: Urban & Fischer, 2007a.
91. Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung, Kapitel 6: Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien. München: Urban & Fischer, 2007b.
92. Heydecke, G.; Butz, F.; Hussein, A.; Strub, J. R.: Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 87: 438-445., 2002.
93. Heydecke, G.; Butz, F.; Strub, J. R.: Einfluss des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 637-640, 1999.

94. Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnarztl Z* 52: 572-584, 1997.
95. Howe, C. A.; McKendry, D. J.: Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture. *J Am Dent Assoc* 121: 712-715, 1990.
96. Inoue, S.; Vargas, M. A.; Abe, Y.; Yoshida, Y.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Sano, H.; Van Meerbeek, B.: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3: 237-245, 2001.
97. Isidor, F.; Brondum, K.; Ravnholt, G.: The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 12: 78-82., 1999.
98. Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I). *Quintessenz* 39: 1067-1073, 1988.
99. Janda, R.: Befestigungsmaterialien für konventionelle und adhäsive Techniken. *Der freie Zahnarzt* 40: 50-59, 1996.
100. Janssen, U.; Hülsman, M.: Das Bruchlastverhalten endodontisch verankerter Aufbauten mit den Wurzelstiftsystemen Luscent-anchor und Perma-tex im In-vitro-Test. *Dtsch Zahnarztl Z* 58: 331-336, 2003.
101. Junge, T.; Nicholls, J. I.; Phillips, K. M.; Libman, W. J.: Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont* 11: 558-564., 1998.
102. Kampe, M. T.: Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit - eine In-vitro-Untersuchung. Dissertation, Universität Freiburg, 2005.
103. Kemp-Scholte, C. M.; Davidson, C. L.: Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 69: 1240-1243, 1990a.
104. Kemp-Scholte, C. M.; Davidson, C. L.: Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent* 64: 658-664, 1990b.
105. King, P. A.; Setchell, D. J.: An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 17: 599-609, 1990.
106. Koutayas, S. O.; Kern, M.: All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 30: 383-392, 1999.
107. Kovarik, R. E.; Breeding, L. C.; Caughman, W. F.: Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent* 68: 584-590., 1992.
108. Krastl, G.: Die postendodontische Restauration - Wurzelkanalstift: wann und wie? *Endodontie* 14: 129-142, 2005.
109. Kurtz, J. S.; Perdigao, J.; Geraldini, S.; Hodges, J. S.; Bowles, W. R.: Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. *Am J Dent* 16 Spec No: 31A-36A, 2003.

110. Kvist, T.; Rydin, E.; Reit, C.: The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod* 15: 578-580, 1989.
111. Lambjerg-Hansen, H.; Asmussen, E.: Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 24: 882-887., 1997.
112. Lauer, H.-C.; Ottl, P.; Haibach, O.: Die prothetische Versorgung des avitalen Zahnes. *Zahnarzt Magazin* 11: 15-19, 1996.
113. Libman, W. J.; Nicholls, J. I.: Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont* 8: 155-161., 1995.
114. Lovell, L. G.; Newman, S. M.; Bowman, C. N.: The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 78: 1469-1476, 1999.
115. Luthy, H.; Loeffel, O.; Hammerle, C. H.: Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 22: 195-200, 2006.
116. Lutz, F.; Phillips, R. W.; Roulet, J. F.; Imfeld, T.: Komposit - Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 93: 914-929, 1983a.
117. Lutz, F.; Setcos, J. C.; Phillips, R. W.: New finishing instruments for composite resins. *J Am Dent Assoc* 107: 575-580, 1983b.
118. Magloire, H.; Bouvier, M.; Joffre, A.: Odontoblast response under carious lesions. *Proc Finn Dent Soc* 88 Suppl 1: 257-274, 1992.
119. Malferrari, S.; Monaco, C.; Scotti, R.: Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 16: 39-44, 2003.
120. Mannocci, F.; Ferrari, M.; Watson, T. F.: Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1: 153-158, 1999a.
121. Mannocci, F.; Innocenti, M.; Bertelli, E.; Ferrari, M.: Dye leakage and SEM study of roots obturated with Thermafill and dentin bonding agent. *Endod Dent Traumatol* 15: 60-64, 1999b.
122. Mannocci, F.; Sherriff, M.; Ferrari, M.; Watson, T. F.: Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Am J Dent* 14: 200-204, 2001.
123. Mannocci, F.; Sherriff, M.; Watson, T. F.; Vallittu, P. K.: Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *Int Endod J* 38: 46-51, 2005.
124. Marshall, G. W., Jr.: Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 24: 606-617, 1993.
125. Marshall, G. W., Jr.; Marshall, S. J.; Kinney, J. H.; Balooch, M.: The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25: 441-458, 1997.

126. Martinez-Insua, A.; da Silva, L.; Rilo, B.; Santana, U.: Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 80: 527-532, 1998.
127. Mendoza, D. B.; Eakle, W. S.: Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent* 72: 591-594, 1994.
128. Mendoza, D. B.; Eakle, W. S.; Kahl, E. A.; Ho, R.: Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 78: 10-14, 1997.
129. Metzger, M. C.: In-vitro-Untersuchung der Polymerisation verschiedener Komposite für die Befestigung zahnfarbener konfektionierter Wurzelstifte in Wurzelkanälen. Dissertation, Universität Freiburg, 2005.
130. Mixson, J. M.; Richards, N. D.; Mitchell, R. J.: Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 6: 72-76, 1993.
131. Mjör, I. A.; Nordahl, I.: The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 41: 401-412, 1996.
132. Mjör, I. A.; Smith, M. R.; Ferrari, M.; Mannocci, F.: The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 34: 346-353, 2001.
133. Monticelli, F.; Grandini, S.; Goracci, C.; Ferrari, M.: Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 16: 593-596, 2003.
134. Monticelli, F.; Osorio, R.; Albaladejo, A.; Aguilera, F. S.; Ferrari, M.; Tay, F. R.; 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* 77: 195-200, 2005.
135. Munksgaard, E. C.; Irie, M.; Asmussen, E.: Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent Res* 64: 1409-1411, 1985.
136. Nakabayashi, N.; Nakamura, M.; Yasuda, N.: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3: 133-138, 1991.
137. Nakabayashi, N.; Takarada, K.: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8: 125-130, 1992.
138. Naumann, M.: Wann Wurzelstifte indiziert sind - Klassifikation und Therapiekonzept. *Quintessence* 54: 931-938, 2003.
139. Naumann, M.: Optimierte postendodontische Rekonstruktion mit längenreduzierten Wurzelstiften und selbstadhäsivem Befestigungszement. *Quintessenz* 55: 1303-1308, 2004.
140. Naumann, M.; Blankenstein, F.; Dietrich, T.: Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years - an observational clinical study. *J Dent* 33: 305-312, 2005.
141. Naumann, M.; Preuss, A.; Frankenberger, R.: Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater* 23: 138-144, 2007.
142. Nergiz, I.; Schmage, P.; Platzer, U.: Abzugskraftmessungen bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen. *Dtsch Zahnarztl Z* 48: 661-664, 1993.

143. Nergiz, I.; Schmage, P.; Platzer, U.; Ozcan, M.: Bond strengths of five tapered root posts regarding the post surface. *J Oral Rehabil* 29: 330-335, 2002.
144. Nikaido, T.; Takano, Y.; Sasafuchi, Y.; Burrow, M. F.; Tagami, J.: Bond strengths to endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 12: 177-180, 1999.
145. Nissan, J.; Dmitry, Y.; Assif, D.: The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 86: 304-308, 2001.
146. Noack, M. J.; Roulet, J. F.; Bergmann, P.: A new method to lute tooth colored inlays with highly filled composite resins. *J Dent Res* 70: 457, Abstr. No. 1528, 1991.
147. Osman, S. A.; McCabe, J. F.; Walls, A. W.: Film thickness and rheological properties of luting agents for crown cementation. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 14: 23-27, 2006.
148. Osorio, R.; Erhardt, M. C.; Pimenta, L. A.; Osorio, E.; Toledano, M.: EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *J Dent Res* 84: 736-740, 2005.
149. Papa, J.; Cain, C.; Messer, H. H.: Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 10: 91-93, 1994.
150. Pashley, D. H.: Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 66: 777-781, 1991.
151. Pashley, D. H.; Ciucchi, B.; Sano, H.: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnarztl Z* 49: 760-763, 1994.
152. Pashley, D. H.; Ciucchi, B.; Sano, H.; Carvalho, R. M.; Russell, C. M.: Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol* 40: 1109-1118, 1995.
153. Pashley, D. H.; Ciucchi, B.; Sano, H.; Horner, J. A.: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24: 618-631, 1993.
154. Pashley, D. H.; Michelich, V.; Kehl, T.: Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 46: 531-537, 1981.
155. Pashley, D. H.; Pashley, E. L.: Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 4: 5-9, 1991.
156. Pashley, D. H.; Tao, L.; Boyd, L.; King, G. E.; Horner, J. A.: Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol* 33: 265-270, 1988.
157. Patyk, A. J.; Friedrich, M.; Attin, T.: Untersuchungen des Lichttransfers von Glasfaserstiften und der daraus resultierenden Polymerisation des Befestigungskomposits. *Dtsch Zahnarztl Z* 60: 243-257, 2005.
158. Pegoretti, A.; Fambri, L.; Zappini, G.; Bianchetti, M.: Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 23: 2667-2682, 2002.
159. Perdigao, J.; Denehy, G. E.; Swift, E. J., Jr.: Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent* 7: 81-84, 1994.

160. Perdigao, J.; Geraldeli, S.; Lee, I. K.: Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. *Am J Dent* 17: 422-426, 2004.
161. Perdigao, J.; Gomes, G.; Augusto, V.: The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont* 16: 154-164, 2007.
162. Perdigao, J.; Gomes, G.; Lee, I. K.: The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 22: 752-758, 2006.
163. Perdigao, J.; Lopes, M.; Geraldeli, S.; Lopes, G. C.; Garcia-Godoy, F.: Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater* 16: 311-323, 2000.
164. Perdigao, J.; Swift, E. J.: Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int Dent J* 44: 349-359, 1994.
165. Perdigao, J.; Van Meerbeek, B.; Lopes, M. M.; Ambrose, W. W.: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 15: 282-295, 1999.
166. Peroz, I.; Blankenstein, F.; Lange, K. P.; Naumann, M.: Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int* 36: 737-746, 2005.
167. Pioch, T.; Kobaslija, S.; Schagen, B.; Gotz, H.: Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. *J Adhes Dent* 1: 135-142, 1999.
168. Prati, C.; Chersoni, S.; Mongiorgi, R.; Montanari, G.; Pashley, D. H.: Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent* 24: 66-72, 1999.
169. Prati, C.; Pashley, D. H.: Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 5: 33-38, 1992.
170. Purton, D. G.; Chandler, N. P.; Qualtrough, A. J.: Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 34: 366-369, 2003.
171. Qualtrough, A. J.; Chandler, N. P.; Purton, D. G.: A comparison of the retention of tooth-colored posts. *Quintessence Int* 34: 199-201, 2003.
172. Raskin, A.; D'Hoore, W.; Gonthier, S.; Degrange, M.; Dejou, J.: Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent* 3: 295-308, 2001.
173. Reid, L. C.; Kazemi, R. B.; Meiers, J. C.: Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 29: 125-131, 2003.
174. Rolf, K. C.; Parker, M. W.; Pelleu, G. B.: Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Oper Dent* 17: 86-92, 1992.
175. Rosenthal, S.; Spangberg, L.; Safavi, K.: Chlorhexidine substantivity in root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 98: 488-492, 2004.
176. Rosentritt, M.; Furer, C.; Behr, M.; Lang, R.; Handel, G.: Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 27: 595-601, 2000.

177. Rosin, M.; Wilkens, M.; Splieth, C.; Steffen, H.; Meyer, G.: Einfluss des Zementtyps auf die Retention von Wurzelstiften. *Quintessence* 54: 975-981, 2003.
178. Roulet, J. F.: Plastische Füllungstherapie im Seitenzahnbereich. *Der freie Zahnarzt* 26: 79-90, 1982.
179. Roulet, J. F.: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 18: 543-552, 1987.
180. Roulet, J. F.: Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch Zahnarztl Z* 43: 887-892, 1988.
181. Roulet, J. F.: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22 Suppl 1: S9-12, 1994.
182. Roulet, J. F.; Besancon, H.: Die Porosität von Komposits. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 93: 953-959, 1983.
183. Sahafi, A.; Peutzfeldt, A.; Asmussen, E.; Gotfredsen, K.: Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 5: 153-162, 2003.
184. Sahafi, A.; Peutzfeldt, A.; Asmussen, E.; Gotfredsen, K.: Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont* 17: 307-312, 2004.
185. Sakoolnamarka, R.; Burrow, M. F.; Tyas, M. J.: Micromorphological study of resin-dentin interface of non-cariou cervical lesions. *Oper Dent* 27: 493-499, 2002.
186. Sanares, A. M.; Itthagarun, A.; King, N. M.; Tay, F. R.; Pashley, D. H.: Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17: 542-556., 2001.
187. Saunders, W. P.; Saunders, E. M.: Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol* 10: 105-108, 1994.
188. Scelza, M. F.; Pierro, V.; Scelza, P.; Pereira, M.: Effect of three different time periods of irrigation with EDTA-T, EDTA, and citric acid on smear layer removal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 98: 499-503, 2004.
189. Scelza, M. F.; Teixeira, A. M.; Scelza, P.: Decalcifying effect of EDTA-T, 10% citric acid, and 17% EDTA on root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95: 234-236, 2003.
190. Schilke, R.; Lisson, J. A.; Bauss, O.; Geurtsen, W.: Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 45: 355-361, 2000.
191. Schönbrodt, M.; Schmage, P.; Nergiz, I.; Platzer, U.: Haftfestigkeit zahnfarbener Wurzelstifte in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Befestigungskomposit. *Dtsch Zahnarztl Z* 58: 55-59, 2003.
192. Schröder, H. E.: *Orale Strukturbiologie*. Stuttgart: Thieme, 1992.
193. Schwartz, R. S.; Robbins, J. W.: Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 30: 289-301, 2004.

194. Sedgley, C. M.; Messer, H. H.: Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 18: 332-335, 1992.
195. Serafino, C.; Gallina, G.; Cumbo, E.; Ferrari, M.: Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 97: 381-387, 2004.
196. Shono, Y.; Terashita, M.; Shimada, J.; Kozono, Y.; Carvalho, R. M.; Russell, C. M.; Pashley, D. H.: Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent* 1: 211-218., 1999.
197. Sirimai, S.; Riis, D. N.; Morgano, S. M.: An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 81: 262-269, 1999.
198. Soderholm, K. J.: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 7: 74-83, 1991.
199. Soderholm, K. J.; Mariotti, A.: BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc* 130: 201-209, 1999.
200. Standlee, J. P.; Caputo, A. A.; Hanson, E. C.: Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 39: 400-405, 1978.
201. Stanford, J. W.; Paffenbarger, G. C.; Kumpula, J. W.; Sweeney, W. T.: Determination of some compressive properties of human enamel and dentin. *J Am Dent Assoc* 57: 487-495, 1958.
202. Stockton, L. W.: Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 81: 380-385., 1999.
203. Suh, B. I.; Feng, L.; Pashley, D. H.; Tay, F. R.: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 5: 267-282, 2003.
204. Tagami, J.; Tao, L.; Pashley, D. H.: Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6: 45-50, 1990.
205. Tay, F. R.; Gwinnett, A. J.; Pang, K. M.; Wei, S. H.: Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 74: 1168-1178, 1995.
206. Tay, F. R.; Pashley, D. H.; Loushine, R. J.; Doyle, M. D.; Gillespie, W. T.; Weller, R. N.; King, N. M.: Ultrastructure of Smear Layer-Covered Intraradicular Dentin After Irrigation with BioPure MTAD. *J Endod* 32: 218-221, 2006.
207. Tay, F. R.; Suh, B. I.; Pashley, D. H.; Prati, C.; Chuang, S. F.; Li, F.: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent* 5: 91-105, 2003.
208. Teixeira, C. S.; Felipe, M. C.; Felipe, W. T.: The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis. *Int Endod J* 38: 285-290, 2005.

209. Thorsteinsson, T. S.; Yaman, P.; Craig, R. G.: Stress analyses of four prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 67: 30-33, 1992.
210. Titley, K.; Chernecky, R.; Maric, B.; Smith, D.: Penetration of a dentin bonding agent into dentin. *Am J Dent* 7: 190-194, 1994.
211. Toledano, M.; Osorio, R.; Osorio, E.; Prati, C.; Carvalho, R. M.: Microhardness of acid-treated and resin infiltrated human dentine. *J Dent* 33: 349-354, 2005.
212. Tronstad, L.; Asbjornsen, K.; Doving, L.; Pedersen, I.; Eriksen, H. M.: Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 16: 218-221, 2000.
213. Turner, C. H.: The retention of dental posts. *J Dent* 10: 154-165, 1982.
214. Uno, S.; Finger, W. J.: Effects of acidic conditioners on dentine demineralization and dimension of hybrid layers. *J Dent* 24: 211-216, 1996.
215. Utter, J. D.; Wong, B. H.; Miller, B. H.: The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. *J Am Dent Assoc* 128: 1123-1127, 1997.
216. Van Meerbeek, B.: Kunststoff-Dentin-Grenzfläche nach Total-Etch/Total-Bonding. *Phillip J* 14: 313-315, 1997.
217. Van Meerbeek, B.; Braem, M.; Lambrechts, G.; Vanherle, G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnarztl Z* 49: 977-984, 1994.
218. Van Meerbeek, B.; Dhem, A.; Goret-Nicaise, M.; Braem, M.; Lambrechts, P.; VanHerle, G.: Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 72: 495-501, 1993a.
219. Van Meerbeek, B.; Lambrechts, P.; Inokoshi, S.; Braem, M.; Vanherle, G.: Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent Suppl* 5: 111-124, 1992.
220. Van Meerbeek, B.; Willems, G.; Celis, J. P.; Roos, J. R.; Braem, M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.: Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 72: 1434-1442, 1993b.
221. Van Meerbeek, B.; Yoshida, Y.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Duke, E. S.; Eick, J. D.; Robinson, S. J.: A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 77: 50-59, 1998.
222. Van Noort, R.; Cardew, G. E.; Howard, I. C.; Noroozi, S.: The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 70: 889-893, 1991.
223. Van Noort, R.; Noroozi, S.; Howard, I. C.; Cardew, G.: A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17: 61-67, 1989.
224. Vargas, M. A.; Cobb, D. S.; Armstrong, S. R.: Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent* 22: 159-166, 1997.
225. Vichi, A.; Ferrari, M.; Davidson, C. L.: Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 83: 412-417, 2000.

226. Vichi, A.; Grandini, S.; Davidson, C. L.; Ferrari, M.: An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 18: 495-502, 2002a.
227. Vichi, A.; Grandini, S.; Ferrari, M.: Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 28: 355-360, 2002b.
228. Vongphan, N.; Senawongse, P.; Somsiri, W.; Harnirattisai, C.: Effects of sodium ascorbate on microtensile bond strength of total-etching adhesive system to NaOCl treated dentine. *J Dent* 33: 689-695, 2005.
229. Walker, M. P.; Spencer, P.; David Eick, J.: Mechanical property characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mater* 19: 645-652, 2003.
230. Willems, G.; Lambrechts, P.; Braem, M.; Vanherle, G.: Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24: 641-658, 1993.
231. Willershausen, B.; Briseno, B.; Ernst, C.-P.; Tekyatan, H.; Pistorius, A.: Restauration endodontisch versorgter Zähne. *Zahnärztl Mitteilungen* 93: 3018-3024, 2002.
232. Wirz, J.; Christ, R.: Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten - eine In-vitro-Studie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 92: 408-428, 1982.
233. Wrbas, K.-T.; Kampe, M. T.; Schirrmeister, J. F.; Altenburger, M. J.; Hellwig, E.: Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116: 18-24, 2006a.
234. Wrbas, K.-T.; Lenz, A.; J.F., S.; Altenburger, M. J.; Schemionek, W.; Hellwig, E.: Verbundfestigkeiten verschiedener Aufbaukomposite zu faserverstärkten Wurzelkanalstiften. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116: 136-141, 2006b.
235. Wrbas, K. T.; Schirrmeister, J. F.; Altenburger, M. J.; Agrafioti, A.; Hellwig, E.: Bond strength between fibre posts and composite resin cores: effect of post surface silanization. *Int Endod J* 40: 538-543, 2007.
236. Wu, J. C.; Wilson, P. R.: Optimal cement space for resin luting cements. *Int J Prosthodont* 7: 209-215, 1994.
237. Yoshiyama, M.; Carvalho, R. M.; Sano, H.; Horner, J. A.; Brewer, P. D.; Pashley, D. H.: Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent* 24: 435-442, 1996.
238. Yoshiyama, M.; Tay, F. R.; Doi, J.; Nishitani, Y.; Yamada, T.; Itou, K.; Carvalho, R. M.; Nakajima, M.; Pashley, D. H.: Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81: 556-560, 2002.
239. Zaman, A.; Safavi, K.; Spangberg, L. S.: The effect of chlorhexidine as an endodontic disinfectant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96: 578-581, 2003.
240. Zappini, G.; Seitner, T.: Röntgenopazität und Lichtleitung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften. *Quintessenz* 56: 875-888, 2005.

241. Zouaoui, H.: In-vitro-Haftverbund-Untersuchungen definitiver Befestigungszemente zwischen konditionierten Oberflächen aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2). Dissertation, Universität Tübingen, 2006.

11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Überblick über die Methodik	30
Abbildung 2: Vorbereitung der Wurzeln für die Einbettung im Kunststoff	32
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Einbettvorrichtung	32
Abbildung 4: Einsetzen des Glasfaserstiftes.....	34
Abbildung 5: Berechnung der Lage der Sägeschnitte für die Dentinscheiben	37
Abbildung 6: Innenlochsäge mit Probe in Haltevorrichtung	38
Abbildung 7: Schematische Darstellung des Ausstoßversuchs	38
Abbildung 8: Gemessene Kraft F (N) im Verlauf des Ausstoßversuchs	39
Abbildung 9: Einfluss der Befestigungstiefe bei der Anwendung von C&B Super-Bond in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$	42
Abbildung 10: Einfluss der Befestigungstiefe bei der Anwendung von Multilink in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$	42
Abbildung 11: Einfluss der Befestigungstiefe bei der Anwendung von Panavia in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$	42
Abbildung 12: Einfluss des Materials in der zervikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$	44
Abbildung 13: Einfluss des Materials in der mittigen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$	44
Abbildung 14: Einfluss des Materials in der apikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und Befestigungsmethode, $\alpha \leq 0,0167$	44
Abbildung 15: Einfluss der Spüllösung in der zervikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Befestigungsmethode und dem Material, $\alpha \leq 0,0167$	45
Abbildung 16: Einfluss der Spüllösung in der mittigen Schnittebene in Abhängigkeit von der Befestigungsmethode und dem Material, $\alpha \leq 0,0167$	45
Abbildung 17: Einfluss der Spüllösung in der apikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Befestigungsmethode und dem Material, $\alpha \leq 0,0167$	46
Abbildung 18: Einfluss der Befestigungsmethode in der zervikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und dem Material, * $\alpha \leq 0,05$	46
Abbildung 19: Einfluss der Befestigungsmethode in der mittigen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und dem Material, * $\alpha \leq 0,05$	47
Abbildung 20: Einfluss der Befestigungsmethode in der apikalen Schnittebene in Abhängigkeit von der Spüllösung und dem Material, * $\alpha \leq 0,05$	47

12 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gruppeneinteilung.....	33
Tabelle 2: Ergebnisse der deskriptiven Statistik	87
Tabelle 3: Einfluss der Befestigungstiefe (Kruskal-Wallis-Test, $\alpha \leq 0,05$).....	87
Tabelle 4: Einfluss der Befestigungstiefe (Bonferroni Dunn Test, $\alpha \leq 0,0167$)	88
Tabelle 5: Einfluss des Materials (Kruskal-Wallis Test, $\alpha \leq 0,05$)	88
Tabelle 6: Einfluss des Materials (Bonferroni-Dunn Test, $\alpha \leq 0,0167$).....	89
Tabelle 7: Einfluss der Spüllösung (Kruskal Wallis Test, $\alpha \leq 0,05$).....	89
Tabelle 8: Einfluss der Spüllösung (Bonferroni Dunn Test, $\alpha \leq 0,0167$)	90
Tabelle 9: Einfluss der Befestigungsmethode (Mann-Whitney-U Test, $\alpha \leq 0,05$)	91
Tabelle 10: Materialliste.....	93

13 Anhang

13.1 Ergebnisse der deskriptiven Statistik

Material	Spülung	S/SK	Schnitt-ebene	n	M (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	SD	Min. (N/mm ²)	Max. (N/mm ²)
C&B	CHX	S	zervikal	7	10,4	10,3	2,2	7,6	14,3
C&B	CHX	SK	zervikal	7	12,2	12,9	3,9	6,7	18,3
C&B	EDTA	S	zervikal	8	10,7	10,2	3,4	7,2	18,2
C&B	EDTA	SK	zervikal	9	9,8	9,6	2,0	7,3	12,6
C&B	NaOCl	S	zervikal	8	3,4	2,6	1,7	1,6	6,2
C&B	NaOCl	SK	zervikal	9	3,9	3,6	1,7	1,1	7,1
Multilink	CHX	S	zervikal	9	9,2	7,6	3,9	4,9	15,5
Multilink	CHX	SK	zervikal	10	9,1	8,7	1,6	7,3	12,2
Multilink	EDTA	S	zervikal	9	6,6	5,5	4,2	1,4	16,1
Multilink	EDTA	SK	zervikal	7	7,5	7,2	2,5	5,0	11,5
Multilink	NaOCl	S	zervikal	9	7,9	8,0	2,6	4,1	11,3
Multilink	NaOCl	SK	zervikal	8	10,9	12,0	5,8	4,2	20,4
Panavia	CHX	S	zervikal	9	7,3	6,5	2,8	4,4	13,1
Panavia	CHX	SK	zervikal	10	11,1	10,6	4,1	6,1	20,0
Panavia	EDTA	S	zervikal	7	7,8	7,5	2,4	4,0	11,7
Panavia	EDTA	SK	zervikal	7	9,3	9,7	2,8	4,1	12,9
Panavia	NaOCl	S	zervikal	9	8,2	7,5	3,5	5,1	15,8
Panavia	NaOCl	SK	zervikal	9	8,9	9,4	1,9	6,0	11,2
C&B	CHX	S	mittig	9	11,6	11,4	2,8	7,4	16,7
C&B	CHX	SK	mittig	9	11,6	12,2	2,5	6,8	14,3
C&B	EDTA	S	mittig	9	9,7	9,0	3,5	4,1	14,5
C&B	EDTA	SK	mittig	9	10,7	12,3	2,5	6,7	13,2
C&B	NaOCl	S	mittig	9	2,5	2,2	1,9	0,9	7,2
C&B	NaOCl	SK	mittig	9	3,4	3,0	2,5	0,5	8,1
Multilink	CHX	S	mittig	9	4,6	4,7	2,1	1,4	7,8
Multilink	CHX	SK	mittig	10	8,0	7,4	2,8	4,9	12,4
Multilink	EDTA	S	mittig	10	4,5	4,1	2,9	1,4	11,0
Multilink	EDTA	SK	mittig	10	7,6	7,0	2,9	4,5	13,7
Multilink	NaOCl	S	mittig	10	4,3	4,5	2,0	1,8	8,2
Multilink	NaOCl	SK	mittig	10	6,4	5,7	2,9	3,3	11,3
Panavia	CHX	S	mittig	10	5,6	5,4	1,8	3,4	9,4
Panavia	CHX	SK	mittig	9	10,4	10,3	2,0	7,7	14,1
Panavia	EDTA	S	mittig	10	5,8	4,8	2,3	3,4	9,2
Panavia	EDTA	SK	mittig	9	12,5	11,1	4,6	6,4	21,9
Panavia	NaOCl	S	mittig	9	6,6	7,1	2,4	1,6	9,5
Panavia	NaOCl	SK	mittig	10	9,6	10,0	2,6	4,4	12,4
C&B	CHX	S	apikal	9	13,4	14,2	4,1	7,0	20,5
C&B	CHX	SK	apikal	9	14,1	13,6	2,7	9,3	17,4
C&B	EDTA	S	apikal	9	11,4	10,0	3,7	7,7	19,0
C&B	EDTA	SK	apikal	9	14,2	14,1	3,8	7,1	19,0
C&B	NaOCl	S	apikal	8	3,3	2,6	2,6	0,5	7,3
C&B	NaOCl	SK	apikal	7	2,9	2,0	2,6	0,5	7,5
Multilink	CHX	S	apikal	8	4,9	4,9	3,5	0,4	9,6
Multilink	CHX	SK	apikal	10	9,1	8,9	2,9	4,1	13,4
Multilink	EDTA	S	apikal	10	3,5	3,8	1,7	1,4	5,9

Multilink	EDTA	SK	apikal	9	8,0	8,3	2,5	4,5	11,0
Multilink	NaOCl	S	apikal	10	3,2	2,5	2,7	0,3	9,4
Multilink	NaOCl	SK	apikal	10	7,4	8,3	3,9	2,0	13,6
Panavia	CHX	S	apikal	10	4,7	4,2	2,7	1,0	8,9
Panavia	CHX	SK	apikal	9	12,5	11,9	3,4	7,0	18,5
Panavia	EDTA	S	apikal	10	4,4	3,3	3,1	0,5	8,7
Panavia	EDTA	SK	apikal	10	14,5	14,0	3,1	10,1	19,8
Panavia	NaOCl	S	apikal	10	4,8	3,4	4,0	0,7	14,2
Panavia	NaOCl	SK	apikal	9	11,8	11,7	3,6	8,2	17,9
Total				485	8,1			0,3	21,9

Tabelle 2: Ergebnisse der deskriptiven Statistik

Legende: n = Anzahl der Eckzähne; M = Mittelwert; SD = Standardabweichung

Einfluss der Befestigungstiefe im Wurzelkanal

Befestigungs- material	Spül- lösung	Befesti- gungs- methode	Ebene 1 Median in N/mm ² (n)	Ebene 2 Median in N/mm ² (n)	Ebene 3 Median in N/mm ² (n)	p-Wert
C&B	CHX	S	10,348 (7)	11,370 (9)	14,176 (9)	0,2025
C&B	CHX	SK	12,912 (7)	12,156 (9)	13,555 (9)	0,2271
C&B	EDTA	S	10,218 (8)	8,955 (9)	9,978 (9)	0,6521
C&B	EDTA	SK	9,641 (9)	12,290 (9)	14,098 (9)	0,0409
C&B	NaOCl	S	2,581 (8)	2,240 (9)	2,619 (8)	0,4972
C&B	NaOCl	SK	3,617 (9)	3,039 (9)	2,016 (7)	0,7139
Multilink	CHX	S	7,639 (9)	4,744 (9)	4,875 (8)	0,0274
Multilink	CHX	SK	8,722 (10)	7,413 (10)	8,942 (10)	0,4861
Multilink	EDTA	S	5,464 (9)	4,113 (10)	3,798 (10)	0,3927
Multilink	EDTA	SK	7,190 (7)	6,966 (10)	8,315 (9)	0,9209
Multilink	NaOCl	S	7,991 (9)	4,504(10)	2,531 (10)	0,0032
Multilink	NaOCl	SK	12,035 (8)	5,651 (10)	8,345 (10)	0,1567
Panavia	CHX	S	6,526 (9)	5,390 (10)	4,169 (10)	0,0946
Panavia	CHX	SK	10,606 (10)	10,345 (9)	11,870 (9)	0,3538
Panavia	EDTA	S	7,490 (7)	4,807 (10)	3,307 (10)	0,0836
Panavia	EDTA	SK	9,656 (7)	11,050 (9)	13,964 (10)	0,0123
Panavia	NaOCl	S	7,535 (9)	7,084 (9)	3,409 (10)	0,0519
Panavia	NaOCl	SK	9,390 (9)	10,019 (10)	11,690 (9)	0,2352

Tabelle 3: Einfluss der Befestigungstiefe (Kruskal-Wallis-Test, $\alpha \leq 0,05$)

Befestigungs- material	Spül- lösung	Befestigungs- methode	Ebene 1 zu Ebene 2	Ebene 1 zu Ebene 3	Ebene 2 zu Ebene 3
C&B	CHX	S	0,4761	0,0758	0,2364
C&B	CHX	SK	0,7240	0,2085	0,0910
C&B	EDTA	S	0,5614	0,7217	0,3377
C&B	EDTA	SK	0,5022	0,0031	0,0154
C&B	NaOCl	S	0,4098	0,9654	0,4351
C&B	NaOCl	SK	0,8960	0,2548	0,2094
Multilink	CHX	S	0,0060	0,0115	0,8521
Multilink	CHX	SK	0,3140	0,9928	0,3182
Multilink	EDTA	S	0,6302	0,6900	0,3687
Multilink	EDTA	SK	0,9420	0,7426	0,7777
Multilink	NaOCl	S	0,0034	0,0003	0,3253
Multilink	NaOCl	SK	0,0332	0,0929	0,5960
Panavia	CHX	S	0,1420	0,0274	0,4058
Panavia	CHX	SK	0,6584	0,3594	0,1903
Panavia	EDTA	S	0,1480	0,0151	0,2283
Panavia	EDTA	SK	0,0959	0,0080	0,2383
Panavia	NaOCl	S	0,3155	0,0379	0,2646
Panavia	NaOCl	SK	0,5736	0,0334	0,0943

Tabelle 4: Einfluss der Befestigungstiefe (Bonferroni Dunn Test, $\alpha \leq 0,0167$)

Einfluss des Materials

Spül- lösung	Befestigungs- methode	Ebene	C&B in N/mm ² (n)	Multilink in N/mm ² (n)	Panavia in N/mm ² (n)	p-Wert
CHX	S	1	10,348 (7)	7,639 (9)	6,526 (9)	0,0789
CHX	S	2	11,370 (9)	4,744 (9)	5,390 (10)	0,0003
CHX	S	3	14,176 (9)	4,875 (8)	4,169 (10)	0,0009
CHX	SK	1	12,912 (7)	8,722 (10)	10,606 (10)	0,2850
CHX	SK	2	12,156 (9)	7,413 (10)	10,345 (9)	0,0246
CHX	SK	3	13,555 (9)	8,942 (10)	11,870 (9)	0,0058
EDTA	S	1	10,218 (8)	5,464 (9)	7,490 (7)	0,0324
EDTA	S	2	8,955 (9)	4,113 (10)	4,807 (10)	0,0090
EDTA	S	3	9,978 (9)	3,798 (10)	3,307 (10)	0,0016
EDTA	SK	1	9,641 (9)	7,190 (7)	9,656 (7)	0,2420
EDTA	SK	2	12,290 (9)	6,966 (10)	11,050 (9)	0,0333
EDTA	SK	3	14,098 (9)	8,315 (9)	13,964 (10)	0,0007
NaOCl	S	1	2,581 (8)	7,991 (9)	7,535 (9)	0,0027
NaOCl	S	2	2,240 (9)	4,504 (10)	7,084 (9)	0,0063
NaOCl	S	3	2,619 (8)	2,531 (10)	3,409 (10)	0,4212
NaOCl	SK	1	3,617 (9)	12,035 (8)	9,390 (9)	0,0013
NaOCl	SK	2	3,039 (9)	5,651 (10)	10,019 (10)	0,0009
NaOCl	SK	3	2,016 (7)	8,345 (10)	11,690 (9)	0,0168

Tabelle 5: Einfluss des Materials (Kruskal-Wallis Test, $\alpha \leq 0,05$)

Spüllösung	Befestigungs- methode	Ebene	C&B zu Multi	C&B zu Panavia	Multi zu Panavia
CHX	S	1	0,4747	0,0665	0,2115
CHX	S	2	< 0,0001	< 0,0001	0,3236
CHX	S	3	< 0,0001	< 0,0001	0,9102
CHX	SK	1	0,0783	0,5100	0,2094
CHX	SK	2	0,0036	0,2933	0,0452
CHX	SK	3	0,0014	0,2618	0,0230
EDTA	S	1	0,0235	0,1134	0,5176
EDTA	S	2	0,0005	0,0070	0,3040
EDTA	S	3	0,4981	0,1213	0,3559
EDTA	SK	1	0,0777	0,6957	0,1831
EDTA	SK	2	0,0620	0,2780	0,0048
EDTA	SK	3	0,0003	0,8162	0,0001
NaOCl	S	1	0,0024	0,0012	0,7840
NaOCl	S	2	0,0773	0,0004	0,0247
NaOCl	S	3	0,9390	0,3330	0,2696
NaOCl	SK	1	0,0005	0,0071	0,2445
NaOCl	SK	2	0,0192	< 0,0001	0,0121
NaOCl	SK	3	0,7114	0,5511	0,2978

Tabelle 6: Einfluss des Materials (Bonferroni-Dunn Test, $\alpha \leq 0,0167$)

Einfluss der Spüllösung

Befestigungs- material	Befestigungs- methode	Ebene	CHX in N/mm ² (n)	EDTA in N/mm ² (n)	NaOCl in N/mm ² (n)	p-Wert
C&B	S	1	10,348 (7)	10,218 (8)	2,581 (8)	0,0006
C&B	S	2	11,370 (9)	8,955 (9)	2,240 (9)	0,0002
C&B	S	3	14,176 (9)	9,978 (9)	2,619 (9)	0,0004
C&B	SK	1	12,912 (7)	9,641 (9)	3,617 (9)	0,0003
C&B	SK	2	12,156 (9)	12,290 (9)	3,039 (9)	0,0003
C&B	SK	3	13,555 (9)	14,098 (9)	2,016 (7)	0,0020
Multilink	S	1	7,639 (9)	5,464 (9)	7,991 (9)	0,2201
Multilink	S	2	4,744 (9)	4,113 (10)	4,505 (10)	0,8810
Multilink	S	3	4,875 (8)	3,798 (10)	2,531 (10)	0,4430
Multilink	SK	1	8,722 (10)	7,190 (7)	12,035 (8)	0,3282
Multilink	SK	2	7,413 (10)	6,966 (10)	5,651 (10)	0,3633
Multilink	SK	3	8,942 (10)	8,315 (9)	8,345 (10)	0,5907
Panavia	S	1	6,526 (9)	7,490 (7)	7,535 (9)	0,6970
Panavia	S	2	5,390 (10)	4,807 (10)	7,084 (9)	0,4442
Panavia	S	3	4,169 (10)	3,307 (10)	3,409 (10)	0,9234
Panavia	SK	1	10,606 (10)	9,656 (7)	9,390 (9)	0,2614
Panavia	SK	2	10,345 (9)	11,050 (9)	10,019 (10)	0,4004
Panavia	SK	3	11,870 (9)	13,964 (10)	11,690 (9)	0,2875

Tabelle 7: Einfluss der Spüllösung (Kruskal Wallis Test, $\alpha \leq 0,05$)

Befestigungs- material	Befestigungs- methode	Ebene	CHX zu EDTA	CHX zu NaOCI	EDTA zu NaOCI
C&B	S	1	0,7901	< 0,0001	< 0,0001
C&B	S	2	0,1793	< 0,0001	< 0,0001
C&B	S	3	0,2347	< 0,0001	0,0001
C&B	SK	1	0,0854	< 0,0001	< 0,0001
C&B	SK	2	0,4490	< 0,0001	< 0,0001
C&B	SK	3	0,9854	0,2799	0,2727
Multilink	S	1	0,1385	0,4319	0,4705
Multilink	S	2	0,9282	0,8025	0,8694
Multilink	S	3	0,4484	0,7188	0,2402
Multilink	SK	1	0,3853	0,3154	0,0880
Multilink	SK	2	0,7723	0,2188	0,3423
Multilink	SK	3	0,4380	0,2390	0,7031
Panavia	S	1	0,7779	0,5337	0,7626
Panavia	S	2	0,8249	0,3367	0,4533
Panavia	S	3	0,8410	0,9245	0,7679
Panavia	SK	1	0,2750	0,1443	0,7786
Panavia	SK	2	0,1734	0,6066	0,0613
Panavia	SK	3	0,1996	0,6826	0,0938

Tabelle 8: Einfluss der Spüllösung (Bonferroni Dunn Test, $\alpha \leq 0,0167$)

Einfluss der Befestigungsmethode

Befestigungs- material	Spüllösung	Ebene	S in N/mm ² (n)	SK in N/mm ² (n)	p-Wert
C&B	CHX	1	10,348 (7)	12,912 (7)	0,3379
C&B	CHX	2	11,370 (9)	12,156 (9)	0,7573
C&B	CHX	3	14,176 (9)	13,555 (9)	0,6911
C&B	EDTA	1	10,218 (8)	9,641 (9)	0,7003
C&B	EDTA	2	8,955 (9)	12,290 (9)	0,4529
C&B	EDTA	3	9,978 (9)	14,098 (9)	0,1223
C&B	NaOCl	1	2,581 (8)	3,617 (9)	0,3865
C&B	NaOCl	2	2,240 (9)	3,039 (9)	0,3538
C&B	NaOCl	3	2,619 (8)	2,016 (7)	0,8170
Multi	CHX	1	7,639 (9)	8,722 (10)	0,5136
Multi	CHX	2	4,744 (9)	7,413 (10)	0,0114
Multi	CHX	3	4,875 (8)	8,942 (10)	0,0263
Multi	EDTA	1	5,464 (9)	7,190 (7)	0,2664
Multi	EDTA	2	4,113 (10)	6,966 (10)	0,0102
Multi	EDTA	3	3,798 (10)	8,315 (9)	0,0179
Multi	NaOCl	1	7,991 (9)	12,035 (8)	0,3359
Multi	NaOCl	2	4,504 (10)	5,651 (10)	0,0963
Multi	NaOCl	3	2,531 (10)	8,345 (10)	0,0191
Panavia	CHX	1	6,526 (9)	10,606 (10)	0,0338
Panavia	CHX	2	5,390 (10)	10,345 (9)	0,0008
Panavia	CHX	3	4,169 (10)	11,870 (9)	0,0004
Panavia	EDTA	1	7,490 (7)	9,656 (7)	0,1797
Panavia	EDTA	2	4,807 (10)	11,050 (9)	0,0008
Panavia	EDTA	3	3,307 (10)	13,964 (10)	0,0002
Panavia	NaOCl	1	7,535 (9)	9,390 (9)	0,3538
Panavia	NaOCl	2	7,084 (9)	10,019 (10)	0,0222
Panavia	NaOCl	3	3,409 (10)	11,690 (9)	0,0055

Tabelle 9: Einfluss der Befestigungsmethode (Mann-Whitney-U Test, $\alpha \leq 0,05$)

13.2 Materialliste

Nr.	Instrument/Material	Chargennummer	Hersteller
1	Scaler	M23	Deppler S.A., CH-1180 Rolle
2	Gracey-Kürette	Fig. 1/2	Aesculap AG & Co, 78532-Tuttlingen
3	Z.R. Bürstchen	No.831 Ra/Pa	Hawe-Neos Dental CH-6925 Gentilino
4	FibreKor Post 1,50 mm	49737	Jeneric/Pentron, P.O. Boix 724, Wallingford, CT USA 06492
5	Digitaler Messtaster 1070/1071 Millitast		Carl Mahr, 7300 Esslingen a. N.
6	FibreKor Post Drill 1,50 mm	37796	Jeneric/Pentron, P.O. Boix 724, Wallingford, CT USA 06492
7	Natriumhypochloritlösung 2,5%		Apotheke Charite Campus Virchow-Klinikum, 13353 Berlin
8	Absorbent Paper Points ISO100	03020035	Müller Dental, Schlosser Strasse 1 51789 Lindlar / Köln
9	Technovit 4004	Pulver: 0663 Flüssigkeit:2228	Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, 61273 Wehrheim/Ts.
10	Einbettungsform PTFE-Teflon Platte		Anfertigung entsprechend eigener Konstruktion in Werkstatt Charite Campus Virchow-Klinikum, 13353 Berlin
11	Ausblockmasse Combisil		Picodent GmbH, Lüdenscheiter Str.24-26, 51688 Wipperfürth
12	Chlorhexidinbis (D-gluconat) 0,1%	02330	One Drop Only GmbH 13627 Berlin
13	EDTA Lösung 15%, Sterilisiert, pH 7,4		Apotheke Charite Campus Virchow-Klinikum, 13353 Berlin
14	Einmalspritze B/Braun Omnifix 10 ml	99C15803	B. Braun Melsungen AG, 34209 Melsungen
15	Endoneedle Dr. J. Buquet	01E12	Vedefar N.V./S.A. Moeremanslaan, 29, 1700 Dilbeek, Belgium
16	Porcelain Liner M	EM1	Sun Medical Co., LTD. 571-2 Furutaka-cho, Moriyama, Shiga, Japan
17	Super-Bond Green Aktivator (Super-Bond C&B)	EK2	Sun Medical Co., LTD. 571-2 Furutaka-cho, Moriyama, Shiga, Japan
18	Microbrush X	50.8500.37	Microbrush Corporation, 1376 Cheyenne Ave., Grafton, WI 53024, USA
19	Super-Bond Monomer	EK6	Sun Medical Co., LTD. 571-2 Furutaka-cho, Moriyama, Shiga, Japan
20	Super-Bond Catalyst	GR21	Sun Medical Co., LTD. 571-2 Furutaka-cho, Moriyama, Shiga, Japan

21	Super-Bond Polymer L-Typ radiopaque	EK4	Sun Medical Co., LTD. 571-2 Furutaka-cho, Moriyama, Shiga, Japan
22	C-R Tubes&Plugs Einwegkartuschen incl. Kolben	47350	Centrix Incorporated, 770 River Road Shelton, CT 06484 USA
23	Monobond S	F54447	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
24	Multilink Primer A	F41852	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
25	Multilink Primer B	F37996	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
26	(Multilink System Pack) Multilink Zement	(F45789) F63264	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
27	Clearfil Porcelain Bond Activator	142BA	Kurary Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan
28	Clearfil New Bond Catalyst & Universal	41162	Kurary Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan
29	ED PrimerII LiquidA	00174A	Kurary Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan
30	ED PrimerII Liquid B	00056A	Kurary Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan
31	(Panavia F 2.0 white) Panavia TM F 2.0 white Paste A	(41114) 00004A	Kurary Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan
32	Panavia TM F 2.0 white Paste B	00001A	Kurary Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan
33	Innenlochsäge	Zeitz 1600	Ernst Zeitz, Wetzlar, Deutschland
34	Probenhaltevorrichtung für Innenlochsäge		Anfertigung entsprechend eigener Konstruktion in Werkstatt Charite Campus Virchow-Klinikum, 13353 Berlin
35	Probenhaltevorrichtung für Zwick		Anfertigung entsprechend eigener Konstruktion in Werkstatt Charite Campus Virchow-Klinikum, 13353 Berlin
36	Universalprüfmaschine	Z005/TN2A	Zwick GmbH & Co., 89079 Ulm
37	Zylindrischer Prüfstempel		Anfertigung entsprechend eigener Konstruktion in Werkstatt Charite Campus Virchow-Klinikum, 13353 Berlin
38	StatView 4.5		Abacus Software, Berkley, Californien, USA

Tabelle 10: Materialliste

13.3 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Klaus-Roland Jahn danke ich für die Überlassung des Themas.

Ganz besonders danke ich Herrn Dr. Götz Lösche für die Betreuung der Arbeit. Mit seinem Wissen sowie seiner geduldigen und konstruktiven Hilfe hat er mir stets und für alle Fragen Unterstützung gegeben.

Ebenfalls möchte ich mich bei Frau von Zitzewitz und Herrn Dannenberg für die freundliche Hilfsbereitschaft während der Arbeiten im Labor und in der Werkstatt bedanken.

Ich danke meiner Familie, auf deren Unterstützung ich mich jederzeit verlassen konnte.

13.4 Lebenslauf

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

Erklärung an Eides Statt

Ich, Lydia Schulze, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Adhäsiver Verbund zum Wurzeldentin in Abhängigkeit von der Wurzelkanaltiefe, dem Befestigungsmaterial, der Spüllösung und der Befestigungsmethode - eine In vitro Untersuchung“ 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.

Datum:

Unterschrift: