

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik für Zahn-, Mund-, und Kieferkrankheiten der
Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. dent. Bernd Klaiber

**Verbundfestigkeit adhäsiv eingliederter Glasfaserstifte in Abhängigkeit vom
Adhäsivsystem und der Schichtstärke des Befestigungskomposits**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Heiko Döring
aus Niederaula

Würzburg, November 2013

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. N. Hofmann

Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. J. Groll

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 20.03.2014

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen Eltern

1	Einleitung.....	1
1.1	Stifte.....	2
1.2	Stifte aus metallischen Legierungen.....	2
1.3	Keramikstifte	2
1.4	Stifte aus Faserverbundmaterial	3
1.4.1	Karbonfaserstifte	3
1.4.2	Glasfaserverstärkte Stifte.....	3
1.5	Komposite.....	4
1.5.1	Polymerisationsschrumpfung	5
1.5.2	C-Faktor (configuration-factor).....	5
1.5.3	Chemisch initiiert härtende Komposite	6
1.5.4	Licht-initiiert härtende Komposite	7
1.5.5	Dualhärtende Komposite	7
1.6	Füllkörpergröße von Kompositen.....	9
1.7	Dentinhaftvermittler	10
1.8	Sealer (Wurzelkanalfüllpasten)	10
1.9	Unterschiedliche Versuchsaufbauten	11
1.10	Problemstellung.....	12
2	Material und Methode	13
2.1	Versuchsgruppen	13
2.2	Glasfaserstifte	14
2.2.1	ENAp [®] ost (Micerium, Avegno, Italy).....	14
2.3	Befestigungskomposit	15
2.3.1	ENAcem [®] (Micerium, Avegno, Italy).....	15
2.4	Haftvermittler	16
2.4.1	ENAbond [®] (Micerium, Avegno, Italy).....	16
2.4.2	ENAbond [®] Katalysator (Micerium, Avegno, Italy)	16
2.4.3	ENAs [®] eal (Micerium, Avegno, Italy)	17
2.4.4	ENA [®] etch (Micerium, Avegno, Italy)	17
2.5	Lagerungsflüssigkeit.....	18
2.5.1	Chloramin T (Synopharm [®])	18
2.6	Versuchsdurchführung.....	18
2.6.1	Auswahl der Probenzähne	18

2.6.2	Wurzelkanalaufbereitung.....	18
2.6.3	Messung von Verbundfestigkeit und E-Modul.....	19
2.6.4	Statistische Auswertung	21
3	Ergebnisse.....	23
3.1	Ergebnisse der Methodenentwicklung.....	23
3.1.1	Probenherstellung	23
3.1.2	Durchstoß und Messung	31
3.2	Vergleich der koronalen, mittleren und apikalen Scheibe.....	32
3.3	Vergleich der 4 Gruppen	36
4	Diskussion	38
4.1	Diskussion der Methodik.....	38
4.1.1	Auswahl der Zähne.....	38
4.1.2	Maschinelles Aufbereiten der endodontischen Kavität.....	39
4.1.3	Verbundfestigkeitsprüfung	40
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	42
4.2.1	Diskussion der ersten Arbeitshypothese.....	42
4.2.2	Diskussion der zweiten Arbeitshypothese.....	45
4.3	Schlussfolgerung	47
5	Zusammenfassung	48
6	Literaturverzeichnis	50
7	Anhang.....	62
	Herstellerverzeichnis	62
	Danksagung	64
	Lebenslauf	65

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1.1: Illustration C-Faktor	6
Abbildung 2.1: Organigramm der vier Versuchsgruppen	13
Abbildung 2.2: Spannungs-Dehnungs-Diagramm	20
Abbildung 3.1: Zentrierhilfe aus V2A-Edelstahl (Zeichnung und Foto)	25
Abbildung 3.2: Messinghülsen zur Fixierung	25
Abbildung 3.3: Ausrichtung des Bohrers	26
Abbildung 3.4: Sockelteller aus Aluminium (Foto und Zeichnung).....	27
Abbildung 3.5: Teflonhülse	27
Abbildung 3.6: Einbettmaschine (Zeichnung ohne Messuhr; Foto mit Messuhr)	30
Abbildung 3.7: li.: Durchstoßstempel unterschiedlicher Größe aus Edelstahl und Messinginserts als Widerlager, re.: eingespannt in Universalprüfmaschine [Typ 7074.156, Zwick].....	31
Abbildung 3.8: li.: Probe während des Durchstossversuchs; re.:Unterseite der Probe nach Kraftapplikation	32
Abbildung 3.10: Boxplot Diagramm zur Darstellung der koronalen, mittigen und apikalen Verbundfestigkeit [MPa] und Auswertung des Friedmann-Tests.....	33
Abbildung 3.11: Boxplot Diagramm zur Darstellung des koronalen, mittigen und apikalen Elastizitätsmodules in [GPa].....	34
Abbildung 3.12: Boxplot Diagramm zur Darstellung der Verbundfestigkeit der einzelnen Gruppen in [MPa].....	36
Abbildung 3.13: Boxplot Diagramm zur Darstellung des Elastizitätsmodules der einzelnen Gruppen [GPa]	37

Tabelle 1.1: Partikelgröße verschiedener Komposite.....	9
Tabelle 1.2: Partikelgröße hochgefüllter Nanokomposite.....	9
Tabelle 2.1: Materialspezifische Herstellerangaben zu EnaPost [®]	14
Tabelle 2.2: Materialspezifische Herstellerangaben zu ENAcem [®]	15
Tabelle 2.3: Materialspezifische Herstellerangaben von ENABond [®]	16
Tabelle 2.4: Materialspezifische Herstellerangaben von ENAseal [®]	17
Tabelle 2.5: Materialspezifische Herstellerangaben von ENAetch [®]	17
Tabelle 2.6: Materialspezifische Herstellerangaben zu Chloramin T	18
Tabelle 3.1: Verbundfestigkeit [MPa] angegeben in Mediane und 25-75%-Perzentile der vier Gruppen, aufgeteilt in koronale, mediane und apikale Scheibe.....	33

1 Einleitung

Fortgeschrittene Karies sowie Traumata sind die häufigsten Ursachen für irreversible Pulpaschäden. Damit verbunden ist ein deutlicher Dentinverlust, der eine endodontische Behandlung häufig unumgänglich macht. Bei geringer Karies und noch ausreichender Zahnhartsubstanz kann der Zahn durch eine präprothetische Behandlung mit Aufbaumaterial versorgt werden (*Strub et al. 1999*). Ist ein gewisses Ausmaß des Substanzverlustes überschritten, sind Materialien erforderlich, die zu einer gleichmäßigen Verteilung der Kaukräfte auf die restliche Zahnhartsubstanz führen. Avitale Zähne weisen einen reduzierten reflektorischen Eigenschutz auf, und mit Stiftaufbauten will man der erhöhten mechanischen Belastung durch Kaukräfte entgegenwirken.

Der im Wurzelkanal eingebrachte Stift soll kinetische Energie abfangen, um Wurzelfrakturen zu verhindern (*Mentink et al. 1993*).

Die Indikation zum Einsetzen von Wurzelkanalstiften kommt für solche Patienten in Frage, bei denen ein adhäsiv befestigter Aufbau aus Komposit aufgrund fehlender Restsubstanzhöhe von zwei Millimeter nicht möglich ist (*Heidemann & Weigl 2004*).

Von entscheidender Bedeutung bei der Therapie des zerstörten Zahnes ist es, einen optimalen Verbund in Bezug auf Härte und Belastbarkeit mit dem Aufbaumaterial zu finden, um später eine stabile Verankerung der zu ersetzenden Zahnkrone zu erreichen (*Asmussen et al. 1999; Cohen et al. 1992; Cohen et al. 1996; Cohen et al. 2000*).

Die Benutzung adhäsiv befestigter Glasfaserstifte ermöglicht eine Rekonstruktion avitaler Zähne mit größtmöglichem Erhalt von Zahnhartsubstanz. Klinische Untersuchungen zeigten bei ausgewählter Indikationsstellung vielversprechende Resultate (*Ferrari et al. 2000; Malferrari et al. 2003; Monticelli et al. 2003*).

Ziel dieser Arbeit ist die Überprüfung der Verbundfestigkeit adhäsiv eingegliedert Glasfaserstifte in Abhängigkeit vom Adhäsivsystem und Schichtstärke des Befestigungskomposits.

Der Verbund von Wurzelkanalstift und Aufbaukomposit gilt laut *Monticelli et al. (2005)* als wichtigster Faktor für den Erhalt endodontisch versorgter Zähne.

1.1 Stifte

Bereits vor ca. 250 Jahren begannen die ersten Versuche, stark zerstörte und devitale Zähne durch Stiftmaterialien zu stabilisieren. Dabei fanden Metallstifte als erstes Material Anwendung. Sie wurden mit Pflanzenfasern wie Hanf oder Flachs in den Wurzelkanal eingesetzt (*Kampe 2005*).

Untersuchungen von Misserfolgen und dynamische Fortschritte in der Zahnheilkunde brachten die Erkenntnis, dass hohe chemische und physikalische Anforderungen an Wurzelkanalstifte gestellt werden (*Asmussen et al. 1999; Schwartz & Robbins 2004*).

Die Stiftsubstanzen sollten neben einer elektrochemischen Unbedenklichkeit hohe Bruchfestigkeit und Passgenauigkeit aufweisen. Die Einteilung der Stifte kann nach dem Material, dem Herstellungsverfahren, der Form oder der Oberflächenstruktur erfolgen (*Lauer et al. 1996*).

Alle aufgeführten Kriterien beeinflussen den dauerhaften Erfolg der postendodontischen Versorgung avitaler Zähne.

1.2 Stifte aus metallischen Legierungen

Zur Anwendung kommen metallische Materialien aus dem Spektrum der Edelmetalle bzw. nichtedelmetallische Legierungen. Dazu gehören Titan, Chrom-Nickel, Gold-Platin oder Gold-Iridium.

Eine Korrosion der Stifte führt zur Einlagerung von Zersetzungsprodukten in das umliegende Gewebe. Weiter ist das kosmetische Ergebnis wegen der fehlenden Transluzenz und der durchscheinenden Metallfarbe unbefriedigend. Metallische Stiftaufbauten in Verbindung mit vollkeramischen Kronen erfüllen heute selten die Ansprüche moderner zahnmedizinischer Versorgung (*Qualtrough & Mannocci 2003*).

Erfordern Sekundärkaries oder andere Umstände die Entfernung eines Metallstiftes, ist dies mit Risiken der Zahnwurzelperforation oder Wurzellängsfraktur verbunden.

1.3 Keramikstifte

Ästhetische Aspekte in der Zahnmedizin sowie zunehmende Verlagerung auf biokompatible Materialien führten zur Entwicklung von vollkeramischen Wurzelstiften.

Hochfeste Zirkoniumoxidstifte zeigen Korrosionsbeständigkeit bei hoher Bruchfestigkeit. Auf der anderen Seite steigt das Spröbruchverhalten dafür bei Dauerbelastung durch Kaukräfte an (*Simon & Strub 1995; Mannocci et al. 1999*).

Ergänzend muss erwähnt werden, dass es aufgrund der Steifigkeit der keramischen Materialien vermehrt zu Spannungsspitzen durch Kaubelastung und somit zu irreparablen Wurzellängsfrakturen kommen kann (*Asmussen et al. 1999; Rosentritt et al. 2000*).

1.4 Stifte aus Faserverbundmaterial

Um die Gefahr einer Wurzelfraktur bei Kaubelastung zu reduzieren, kam in der modernen Zahnheilkunde der Wunsch nach Stiftmaterialien auf, die ähnliche biomechanische Eigenschaften wie Dentin haben. Aus diesem Grunde wurden faserverstärkte Stifte entwickelt. Sie sollen gute Retentionsmöglichkeiten für den Kompositaufbau und somit für die Restauration des Zahnes bieten (*Mannocci et al. 1999*).

Ein weiterer Vorteil ist die bessere Entfernbarkeit bei entsprechender Indikation und die Möglichkeit eines Stiftersatzes gleicher Größe (*deRijk 2000; Mannocci et al. 1999; Rosentritt et al. 2000, Sirimai et al. 1999*).

Entwickelt wurden Stifte aus Karbon- und Glasfaserverstärkung. Als Grundmasse wird ein Epoxidharz verwendet, welches von den jeweiligen Fasern durchzogen und somit verstärkt wird. Da die Faserarten unterschiedliche Lichtbrechungen aufweisen, ergeben sich unterschiedliche ästhetische Resultate.

1.4.1 Karbonfaserstifte

In den 80er Jahren wurden Wurzelkanalstifte aus karbonfaserverstärkten Kompositen entwickelt (*Duret et al. 1990a, b*).

Diese wurden nicht mehr mit konventionellen Zementen befestigt, sondern adhäsiv in den Wurzelkanal eingegliedert. Ähnlich wie bei den konventionellen Stiften aus Metall schimmert die schwarze Karbonfaser durch die Zahnwurzel hindurch und schafft unbefriedigende kosmetische Ergebnisse (*Vichi et al. 2000*).

1.4.2 Glasfaserverstärkte Stifte

Glasfaserstifte sind seit den 90er Jahren des vorherigen Jahrhunderts auf dem Markt.

Aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften, d.h. dentinähnlicherem E-Modul, sind sie den Metall-, Karbon-, und Keramikstiften überlegen. Die Vorteile im ästhetischen Bereich sind ein zusätzlicher Gesichtspunkt in der neuzeitlichen Zahnheilkunde (*Ferrari & Scotti 2002a; Mannocci et al. 1999*).

Partyk et al. (2005) fand heraus, dass trotz der besseren Lichtleitung von Glasfaserstiften im Gegensatz zu keramischen, die reine Photopolymerisation von lighthärtenden Befestigungsmaterialien in tieferen Bereichen nicht ausreichend und zufrieden stellend möglich war. Auf chemisch- oder dualhärtende Komposite kann daher nicht verzichtet werden.

Wie bereits erwähnt, ist der dentinähnliche Elastizitätsmodul der glasfaserverstärkten Stifte von besonderer Bedeutung. Deutlich reduzieren sich Wurzellängsfrakturen gegenüber Metalllegierungen und Oxidkeramiken. Das Zusammenwirken von Dentin, Glasfaserstift und Aufbau sollte eine Einheit bilden, damit die Restzahnschicht einer gleichmäßigen Belastung standhält. Da Komplikationen nie auszuschließen sind, kommt der leichten Revidierbarkeit von glasfaserverstärkten Wurzelkanalstiften im Vergleich zu Metallstiften und Keramikstiften eine besondere Bedeutung zu (*de Rijk 2000; Mannocci et al. 1999; Rosentritt et al. 2000; Sirimai et al. 1999; Asmussen et al. 1999; Ferrari & Scotti 2002b*).

1.5 Komposite

Das Grundgerüst der Komposite bilden Kunststoffe, die zu den Polymeren zählen. Die Polymere setzen sich aus kleineren Einheiten, den Monomeren, zusammen. Bei Dentalkompositen handelt es sich meist um bifunktionelle Monomere. Es sind molekulare Methacrylatstrukturen, die in einer Radikalkettenreaktion zu einem Netzwerk verbunden werden. Der Wachstumsvorgang setzt sich so lange fort, wie die gebildeten Radikale noch weitere Reaktionspartner finden (*Eichner & Kappert; Marxkors & Meiners 2001*).

Das Matrixharz ist mit Füllkörpern ausgestattet, die für Festigkeit und Abrasion des Komposits verantwortlich sind. Es handelt sich um Quarzpartikel sowie pyrogene Mikrofüller.

Bei Kompositen handelt es sich um Aufbau- bzw. Befestigungsmaterialien, die sich durch Stabilität und dentinähnliches Aussehen auszeichnen. Nachteilig ist die

Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme zu bewerten (*Bowen & Marjenhoff 1992; Hellwig et al. 2003*).

1.5.1 Polymerisationsschrumpfung

Unter Polymerisationsschrumpfung versteht man die Volumenkontraktion eines Stoffes während der Polymerisation. Sie kommt zustande durch die Verringerung des intermolekularen Abstandes der Monomere. Bei Kompositen beträgt die Schrumpfung zwischen zwei und vier Vol.-% (*Eichner & Kappert 2000*) und stellt somit einen nicht zu vernachlässigenden Faktor bei der Zahnrestauration da. Die durch die Schrumpfung entstehenden Spannungen können zum Abriss des Füllungsmaterials an der Verbundfläche und somit zum Reandspalt, aber auch zu Frakturen innerhalb des Zahnschmelzes neben dem Füllungsrand oder auf Glattflächen führen (*Davidson & de Gee 1984*).

Bei lighthärtenden Kompositen läuft die Polymerisationsschrumpfung schneller ab als bei chemisch härtenden (*Feilzer et al. 1988; Feilzer et al. 1987; Kullmann 1989*).

1.5.2 C-Faktor (configuration-factor)

Die Auswirkung der Polymerisationsschrumpfung auf die Randqualität von Füllungen und auf die Integrität des Zahnes hängt jedoch nicht nur von der absoluten Höhe der Schrumpfung ab, sondern auch von der geometrischen Konfiguration der Restauration. Klassisch wurde davon ausgegangen, dass chemisch initiiert härtende Komposite zum Massenmittelpunkt, photoinitiiert härtende hingegen auf die Lichtquelle zu schrumpfen. Finite-Elemente-Analysen deuten demgegenüber darauf hin, dass in beiden Fällen das Material von freien Flächen weg auf gebundene Oberflächen zu schrumpft (*Versluis 1998*). Unter der gebundenen Oberfläche versteht man die adhäsiv vorbehandelte Stift- und Zahnhartsubstanzoberfläche. Die Grenzfläche zur nicht-adhäsiven Oberfläche bzw. Luft entspricht der freien Oberfläche.

Die Relation von gebundenen zu freien Oberflächen wurde als Konfigurationsfaktor oder C-Faktor definiert (*Feilzer et al. 1987*). Bei Restaurationen mit niedrigem C-Faktor stehen viele Oberflächen zur Verfügung, von denen das Komposit wegschrumpfen kann. Damit soll bei vorgegebener Volumenschrumpfung eine geringere Spannung entstehen, und die Restauration weist einen besseren Randschluss auf. Bei hohem C-Faktor stehen weniger freie Flächen zur Verfügung, von denen aus das Komposite nachfließen kann. Es entsteht damit eine höhere

Schrumpfungsspannung, und das Risiko für nachteilige Auswirkungen auf die Restauration ist größer (Braga et al. 2006, Feilzer et al. 1987, Santos et al. 2007).

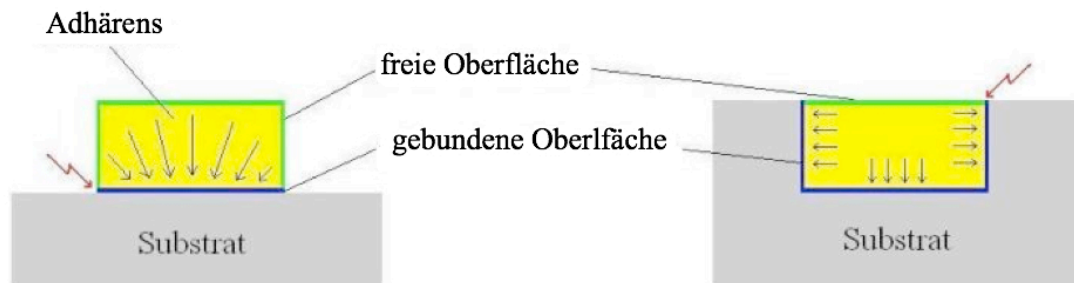


Abbildung 1.1: Illustration C-Faktor

Im Vergleich zu einer herkömmlichen Klasse-I-Kompositfüllung ergeben sich bei der Eingliederung von adhäsiven Wurzelkanalstiften folgende Situation: Die ohnehin schon große adhäsive Oberfläche der Wurzelkanalkavität in der Relation zur freien Oberfläche wird durch das Einbringen eines Wurzelkanalstiftes weiter deutlich vergrößert. Der C-Faktor korreliert dabei mit der Schichtstärke des Befestigungskomposits. Eine Verkleinerung der Kompositfuge bedingt eine Erhöhung des C-Faktors. Bei Verbreiterung der Fuge verringert sich der C-Faktor, aber bedingt durch das größere Volumen des Komposits tritt eine vermehrte Polymerisationskontraktion mit der Gefahr der Randspaltenbildung auf (Tay et al. 2005).

1.5.3 Chemisch initiiert härtende Komposite

Zur Polymerisation oben genannter Komposite kommt es aufgrund eines Zweikomponentensystems. Ein Amin-Anteil als Base reagiert mit einem Katalysator (Dibenzoylperoxyd), der eine Redox-Reaktion auslöst unter Bildung freier Radikale. Diese initiieren die Aushärtung (Geurtsen 1989).

Die Polymerisationsschrumpfung steht nicht in direktem Zusammenhang mit dem Aushärtungsmechanismus, sondern ist abhängig vom Füllkörpergehalt. Je geringer der Füllstoffgehalt, desto größer ist der Matrixanteil, und desto mehr Monomere müssen in das Netzwerk überführt werden, und desto größer ist die Kontraktion (Davidson & Feilzer 1997).

1.5.4 Licht-initiiert härtende Komposite

Die Lichthärtung wird überwiegend durch Kampferchinon als Photoinitiator ausgelöst. Dadurch entsteht ein angeregter Komplex, der in Radikale zerfällt und die Polymerisation startet. Licht-initiiert härtende Komposite zeichnen sich durch einen hohen Polymerisationsgrad und Farbstabilität aus, von Nachteil ist dagegen die geringe Durchdringtiefe von zwei Millimetern (*Hellwig et al. 2003; Geurtsen 1989; Lutz et al. 1983; Planck 1993*).

Da Licht-initiiert härtende Komposite nicht angemischt werden müssen, weisen sie meist weniger Luftporen und somit eine bessere Oberflächenstruktur auf als chemisch oder dualhärtende Komposite. Ansonsten sind die Eigenschaften der chemisch härtenden Komposite nahezu identisch (*Feilzer et al. 1989; Kinomoto et al. 1999*).

1.5.5 Dualhärtende Komposite

Dual härtende Komposite weisen sowohl ein chemisch aktiviertes Initiatorsystem auf als auch zusätzliche Fotoinitiatoren. Ersteres soll auch in lichtunzugänglichen Bereichen die Aushärtung sicherstellen, während die Lichtpolymerisation an der Oberfläche durch die Aushärtung „auf Kommando“ ein sofortiges Weiterarbeiten ermöglicht. Bei den ersten kommerziell verfügbaren Materialien (Dual Cement, Vivadent; Dicor light-activated cement, Dentsply) war durch das chemisch initiierte System alleine keine ausreichende Polymerisation zu erreichen (*Hasegawa et al., 1995*). Bei Nachfolgematerialien (Duo Cement, Coltène; Variolink II, Vivadent; Nexus, Sybron Kerr und andere) ist demgegenüber die sogenannte „Dunkelhärtung“ klar nachweisbar (*Hasegawa et al. 1991, Rueggeberg und Caughman 1993, Hofmann et al. 2001, Caughman et al. 2001*). Allerdings werden bei Kombinationen von direkter Belichtung (ohne zwischenliegende Keramik- oder Kompositschichten) und chemisch initiiertes Härtung bessere Materialparameter (Härte, Konversion, Biegefestigkeit) beobachtet als bei chemisch initiiertes Härtung oder Fotoaktivierung allein (*Hofmann et al. 2001, Caughman et al. 2001*). Die Größe der Unterschiede ist dabei materialabhängig.

1.5.5.1 Schrumpfungsreduzierte Komposite

Ziel der Forschung in der heutigen Zeit ist die Entwicklung und Anwendung von schrumpfungsreduzierten Kompositen. Dabei unterscheidet man zwei verschiedene Untergruppen.

Bei der ersten Gruppe werden Silorane eingesetzt, die die Polymerisationsschrumpfung durch Ausgleich auf wenige Zehntel, der Volumenkontraktion mit ringförmigen Epoxiden, reduzieren (*Ernst & Willershausen 2003*).

Die zweite Gruppe baut auf dem Prinzip auf, das Füllkörpervolumen durch Verwendung von Vorpolymerisaten und Nanofüllkörpern zu erhöhen.

1.6 Füllkörpergröße von Kompositen

Die Füllkörpergröße ist ein entscheidender Faktor der Eigenschaften der Komposite, da Polymerisation, Polierbarkeit und Abrasion entscheidend beeinflusst werden (*Geurtsen 1989; Inokoshi et al. 1993*).

Tabelle 1.1: Partikelgröße verschiedener Komposite

Makrofüllkomposite	Partikelgröße 0,1 – 100µm
Mikrofüllkomposite	Partikelgröße 0,01 – 0,1µm
Hybridkomposite	Kombination von Makro- und Mikrofüllkörpern Gewichtsverteilung: 85-15 Gew.-%

Tabelle 1.2: Partikelgröße hochgefüllter Nanokomposite

Nanokomposite	Hochgefüllte Hybridkomposite mit Nanopartikeln (<1µm) und reduzierter Matrix
---------------	--

Je kleiner die Füllkörpergröße ist, desto polierbarer und abrasionsresistenter stellen sich die Komposite dar (*Ernst & Willershausen 2003*).

Dagegen sind E-Modul, Härte und Zugfestigkeit der Mikrofüllkomposite geringer. Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung wiederum steigen an (*Ernst & Willershausen 2003; Lutz et al. 1983; Marxkors & Meiners 2001; Vougiouklakis & Smith 1980; Wegmann et al. 1983*).

Bei Hybridkompositen kristallisieren sich positive als auch negative Eigenschaften heraus (*Hellwig et al. 2003; Braem et al. 1986*).

Um die Oberflächenbeschaffenheit und die Polierbarkeit zu verbessern, finden seit neuerem Nanopartikel mit einer Größe zwischen 1 bis 10 nm Anwendung (*Ernst & Willershausen 2003*).

Cohen et al. (2000) haben in einer Studie belegt, dass Hybridkomposite eine deutlich höhere Festigkeit als andere Zusammensetzungen der Komposite besitzen.

1.7 Dentinhaftvermittler

Bei der Präparation einer Kavität entsteht auf der Oberfläche des Dentins eine Schmierschicht, die aus Dentinabrieb und Bestandteile des Dentinliquors besteht. Wird dieser Smearlayer nicht entfernt, kommt es zu einer Behinderung des adhäsiven Verbundes zum Dentin (*Hellwig et al. 1999; Krämer et al. 2000*).

Um eine dauerhafte Verbindung zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Befestigungskomposit herzustellen, wurden verschiedene Adhäsivsysteme entwickelt (*Hellwig et al. 1999*).

Ein drei-Schritt-Adhäsivsystem, bestehend aus Konditionierer, Primer und Bonding, (*Christensen 2001*) wird favorisiert.

37%-ige Phosphorsäure als Konditionierer legt nach der Applikation das Kollagenfasernetzwerk des Dentins frei und führt zur partiellen Demineralisation des intertubulären Dentins. Diese Strukturen dürfen nicht getrocknet werden, um ein Verkleben der Kollagenfasern zu vermeiden. Ein hydrophiler Primer ist jedoch in der Lage, in diese noch wasserhaltigen Strukturen zu penetrieren. Er verdrängt das noch vorhandene Wasser und ermöglicht die anschließende Infiltration mit dem Adhäsiv. Ein Adhäsiv enthält überwiegend Monomere (Bis-GMA, TEGDMA, HEMA) und kann auch Füllkörper enthalten. Durch Polymerisation von Primer und Adhäsiv im retentiven Relief des Dentins entsteht so genannte Kunststoff-Dentin-Hybridschicht. Weiter kann das Adhäsiv in die durch das Ätzen geöffneten Dentintubuli dringen und so zur Ausbildung so genannter „Tags“ in den Tubuli führen (*Nakabayashi et al. 1991; van Meerbeek et al. 1992*).

Aufgrund von Fehlern bei der Phosphorsäureapplikation sowie beim Trocknungsvorgang, die dann das Risiko erhöhen, verringerte Haftwerte zu erzielen, haben sich selbstkonditionierende Adhäsive - nicht nur wegen des geringeren technischen Aufwandes - heute immer mehr durchgesetzt (*van Meerbeek et al. 1994a*).

1.8 Sealer (Wurzelkanalfüllpasten)

Grundsätzlich eignen sich weich bleibende Sealer, auch in Verbindung mit einem Kernmaterial, nicht zum definitiven Verschluss aufbereiteter Wurzelkanalkavitäten. Die Pasten sind löslich und werden von vitalem Gewebe resorbiert (*Wesselink 1995*) was häufig zu einer Reinfektion der Wurzelkanäle führt.

Zum definitiven Verschluss kommen demnach nur erhärtende WKF-Pasten in Frage. Aufgrund der Polymerisationskontraktion des Sealers bei der Aushärtung kann eine reine Pastenfällung keinen ausreichenden dauerhaften, bakteriendichten Verschluss gewährleisten (*Wesselink 1995; Wu et al. 1994*).

In der Praxis hat der Sealer auch vielmehr die Aufgabe, anatomisch und aufbereitungsbedingte Unebenheiten zwischen Kavitätenwand und Kernmaterial sowie evtl. vorhandene Seitenkanälchen bakteriendicht und volumenstabil zu füllen (*Guldener & Langeland 1982; Tronstad 1991; Wesselink 1995*).

Neben einer guten Biokompatibilität sollten Sealer eine gute Haftung am Wurzelentin aufweisen, möglichst unlöslich in physiologischen Flüssigkeiten sein und für eine hermetische Dichtheit im apikalen Bereich sorgen.

Neuere Studien haben gezeigt, dass sich Eugenol-haltige Sealer von bestehenden Wurzelkanalfüllungen negativ auf die Verbundfestigkeit später eingesetzter Adhäsivsysteme auswirken (*Muniz & Mathias 2005*). Für die Haftwerte von Befestigungskompositen ist es daher vorteilhaft, auf den Einsatz von Sealern auf Epoxydharzbasis zurück zu greifen und auch beim provisorischen Einsetzen einer Versorgung keine eugenolhaltigen Materialien verwenden (*Chieffi et al. 2006*).

1.9 Unterschiedliche Versuchsaufbauten

In der zahnmedizinischen Materialforschung ist das Erreichen einer stabilen Verbindung zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz von zentraler Bedeutung.

Bei der Ermittlung der Verbundfestigkeit der adhäsiven Fläche werden normalerweise Kompositzylinder auf planen Dentinoberflächen aufpolymerisiert und anschließend im Scher- oder im Zugversuch bis zum Versagen belastet. Die Polymerisationsschrumpfung kann aufgrund der hohen ungebundenen Oberfläche ungehindert auftreten. Bei klinischen Kavitäten liegt zusätzlich zum Verbund am Boden der Restauration eine Haftung an den Kavitätenwänden vor. Bei dieser Form wird die Kontraktion während der Polymerisation durch den adhäsiven Verbund zu den Kavitätenwänden behindert. Aus diesem Grunde entstehen größere Spannungen, und die Verbundfestigkeit zu den Kavitätenflächen wird verringert. *Bouillaguet et al. (2001)* befestigten Wurzelstifte auf in Längsrichtung halbierten Wurzeln. Auf diese Weise kann der Wurzelstift während der Polymerisation des Befestigungskomposits in die

Wurzelhälfte einsinken, und die Kontraktion findet nahezu ungehindert statt. Bei den Vergleichsproben wurden die Wurzelstifte analog der klinischen Situation in ungeteilten Wurzeln befestigt. Die Proben mit ungehinderter Schrumpfung wiesen eine signifikant höhere Verbundfestigkeit auf. Auch *Nikolaenko et al. (2003)* kamen zu dem Ergebnis, dass die Haftkräfte auf planen Dentinoberflächen signifikant höher waren als in Kavitäten, in denen die Polymerisationskontraktion nicht ungehindert ablaufen konnte.

1.10 Problemstellung

Ziel der vorliegenden experimentellen Arbeit ist die Überprüfung der Verbundfestigkeit von Wurzelkanalstiften und dualhärtendem Befestigungskomposit mittels Durchstoßversuchs (*Haller et al. 1991*) bis zum Versagen des Haftverbundes am Wurzelkanal-dentin menschlicher Schneidezähne.

Um eine reproduzierbare Eingliederung der Glasfaserstifte in die Wurzelkanalkavität, unter Berücksichtigung der Polymerisationsschrumpfung und des C-Faktors, zu gewährleisten, war eine spezielle Methodenentwicklung notwendig. Hierbei sollte die Verbundfestigkeit an Proben geprüft werden, die unter vergleichbaren Bedingungen hergestellt wurden wie in der klinischen Situation bei Eingliederung von Wurzelstiften.

Folgende Fragestellungen sollen beantwortet werden:

1. Welchen Einfluss hat die Schichtstärke des Befestigungskomposits auf den adhäsiven Verbund eingegliedert glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte?
2. Erhöht das zusätzliche Auftragen eines Versieglermaterials zwischen Adhäsivsystem und Komposit die Verbundfestigkeit?

2 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde die Verbundfestigkeit zwischen Glasfaserstift, und Wurzeldentin untersucht. Zur Anwendung kamen ein Stift, ein dual härtendes Komposit mit zwei unterschiedliche Schichtstärken und ein zusätzlicher Haftvermittler.

2.1 Versuchsgruppen

Das folgende Organigramm zeigt die befestigungsspezifischen Eingliederungskombinationen der vier Versuchsgruppen. Für jede der vier Gruppen wurden 15 Proben (n = 15) vorbereitet.

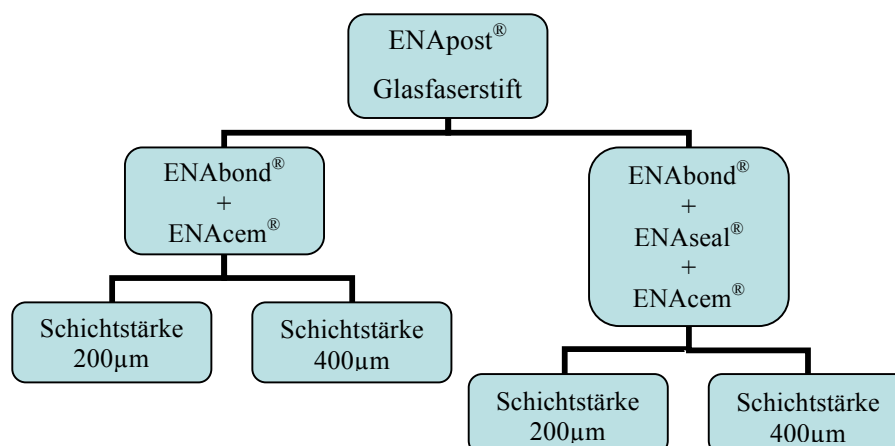


Abbildung 2.1: Organigramm der vier Versuchsgruppen

2.2 Glasfaserstifte

Bei den adhäsiv eingegliederten Wurzelkanalstiften handelt es sich um glasfaserverstärkte Kompositstifte. In den folgenden Tabellen werden laut Herstellerangaben die Materialeigenschaften aufgeführt.

2.2.1 ENApost[®] (Micerium, Avegno, Italy)

Tabelle 2.1: Materialspezifische Herstellerangaben zu EnaPost[®]

Bestandteile	Glasfasern 1,4-Butandioldimethacrylat Urethandimethacrylat Bis-GMA
Form	2% konisch
Länge	19,5 mm
Durchmesser	1,45 – 1,25 mm
Farbe	dentinähnlich
Fluoreszenz	dentinähnlich

2.3 Befestigungskomposit

Bei dem verwendeten Material handelt es sich um ein fluoreszierendes, dual härtendes Befestigungskomposit für die Befestigung von Wurzelstiften, Inlays, Onlays, Veneers und Kronen aus Komposit oder Keramik.

2.3.1 ENAcem[®] (Micerium, Avegno, Italy)

Table 2.2: Materialspezifische Herstellerangaben zu ENAcem[®]

Aushärtungsart	dual
Polymerisationsspektrum	350-500 nm
Farbe	dentinfarben (UD2)
Zusammensetzung	-Monomermatrix: Diurethandimethacrylat; Bis-GMA-methacrylat; 1,4-Butandiol dimethacrylat; -Gesamtfüllstoffgehalt: anorganische Füllstoff: 63 Gew.-%; Glasfüller (mittlere Korngröße: 4,3µm); pyrogene Kieselsäure (mittlere Korngröße: 0,012µm)
Verarbeitungszeit	4 min.
Aushärtungszeit	7-9 min
Lichtaushärtungszeit	60 Sekunden
Dentinhaftvermittler	ENAbond [®]
Wechselwirkungen	phenolische Substanzen
Röntgenopazität	ja

2.4 Haftvermittler

Bei dem verwendeten Haftvermittler ENAbond[®] handelt es sich um ein lichthärtendes Einkomponenten-Primer- und Bonding-System auf Ethanolbasis.

In Fällen, in denen ein dualhärtendes Primer- und Bonding-System empfohlen wird, kann ENAbond[®] in einer Mischung von 1:1 mit ENAbond[®] Katalysator auch in dualhärtender Form verwendet werden.

2.4.1 ENAbond[®] (Micerium, Avengo, Italy)

Tabelle 2.3: Materialspezifische Herstellerangaben von ENABond[®]

Aushärtungsart	Licht oder dual mit ENAbond [®] Katalysator
Hauptbestandteil	Methacrylatcarbonacidester
Haftkraft zu Dentin und geätztem Schmelz	30 MPa
Haftkraft zu Nichtedelmetallen (Co/Cr)	24 MPa
Haftkraft zu Edelmetall-Legierungen (Au/Pd)	6 MPa
Aushärtezeit (Lichthärtung) mit einer Polymerisationslampe	40 sec.
Aushärtezeit für chemische Härtung	ca. 3 min.
Zusätzliche Hinweise	Kontakt zur Haut vermeiden; bei 20-25°C nutzen

2.4.2 ENAbond[®] Katalysator (Micerium, Avengo, Italy)

ENAbond[®] Katalysator dient als Zusatz zu ENAbond[®], um aus diesem durch Mischen ein dual- bzw. selbsthärtendes Primer-Bonding-System herzustellen.

2.4.3 ENAseal[®] (Micerium, Avengo, Italy)

Tabelle 2.4: Materialspezifische Herstellerangaben von ENAseal[®]

Verwendung	dentaler Versiegelungswerkstoff
Form	flüssig
Farbe	hellgelb
Siedepunkt	251°C
Zusammensetzung	1,4-Butandioldimethacrylat, Di-Urethandimethacrylat

2.4.4 ENAetch[®] (Micerium, Avengo, Italy)

Zum Ätzen wurde ENAetch[®], ein 37,5%iges Phosphorsäuregel, benutzt.

Tabelle 2.5: Materialspezifische Herstellerangaben von ENAetch[®]

Chemische Charakterisierung	Phosphorsäuregel 37,5%
Form	Pastös
Farbe	rot
Geruch	nicht wahrnehmbar
Siedepunkt	213°C
Dichte bei 20°C	1,3g/cm ³
Löslichkeit in Wasser	löslich
pH-Wert bei 20°C	1
Dynamische Viskosität bei 20°C	4800 mPas
Gefahrenbezeichnung	C ätzend

2.5 Lagerungsflüssigkeit

Um das Austrocknen und eine Kontamination der extrahierten Zähne zu verhindern, wurden sie in einer 1%igen Chloramin-T-Lösung gelagert. Die Unterbrechung der Lagerung betrug max. fünf Minuten..

2.5.1 Chloramin T (Synopharm®)

Tabelle 2.6: Materialspezifische Herstellerangaben zu Chloramin T

Synonym	Tosylchloramid-Natrium
Qualität	Ph Eur 4-Spezifikation
Beschreibung	fast weißes, kristallines Pulver
Gehalt Na ₂ S ₂ O ₃ -Titration	99,7%
Löslichkeit	leicht löslich in Wasser

2.6 Versuchsdurchführung

2.6.1 Auswahl der Probenzähne

Bei dem Untersuchungsmaterial handelt es sich um 60 menschliche mittlere Schneidezähne, die unterschiedlich lang in der Mundhöhle waren, bevor sie aus parodontologischen Gründen extrahiert wurden. Direkt nach der Extraktion wurden diese Schneidezähne zum Schutz gegen Austrocknung und zur Desinfektion bei Raumtemperatur, lichtgeschützt in 1%iger Chloramin-T-Lösung gelagert.

Ausgeschlossen wurden:

1. ausgeprägt kariöse Zähne
2. vorbehandelte Zähne
3. unsachgemäß gelagerte Zähne, die nicht o.g. Voraussetzungen erfüllten
4. Zähne mit Anomalien

2.6.2 Wurzelkanalaufbereitung

Nach Entfernung von Weichteilresten und Konkrementen mittels Scaler [Hu-Friedy], wurde unter permanenter Spraynebelkühlung (50ml/min Wasser und 1NI/min) die

Zahnkrone an der mesialen Schmelz-Zement-Grenze mit einer Diamantwalze 016 [Komet] abgetrennt.

Die koronal entstandene plane Fläche zeigte den eröffneten Wurzelkanaleingang, und das vorhandene Pulpagewebe konnte mit einer Exstirpationsnadel ISO 15 [Maillefer] in toto entfernt werden. Zuvor wurde das Eingangslumen mit Hilfe von Gates Glidden Bohrern [Maillefer] der Größen II und III erweitert und anschließend mit Leitungswasser gespült.

Zur Bestimmung der Arbeitslänge wurde eine K-Feile ISO 15 [Maillefer] in den Wurzelkanal eingeführt und so weit vorgeschoben, bis das Instrument gerade eben sichtbar wurde. Ein Silikonstopp im oberen Bereich der K-Feile legte die Arbeitslänge sicher und reproduzierbar fest. Die Längenmessung erfolgte mit einem Endoblock [Maillefer] mit einer Genauigkeit von +/- 0,5mm.

Der Wurzelkanal wurde maschinell mittels Nickel-Titan-Feilen [ProFile, Maillefer] aufbereitet, die einzelnen Arbeitsschritte erfolgten maschinell in der Crown-Down-Technik, bis ISO 50 erreicht war, alternierend wurde mit 2ml Leitungswasser gespült. Die Feilen wurden von einem drehmomentbegrenzten Motor angetrieben [x-smart, Maillefer]. Um einer Ermüdung der Ni-Ti-Feilen entgegenzuwirken, wurden diese nach jeweils acht Einsätzen verworfen und erneuert.

2.6.3 Messung von Verbundfestigkeit und E-Modul

Um die Versuchsreihen durchzuführen erfolgte eine schrittweise Probenherstellung. Nach erster Präparation der Stiftkavität mittels Vorbohrer wurde die Wurzel in einer Standbohrmaschine zentral fixiert und in ein Polymethacrylat eingebettet. Definitive Stiftbohrung, Reinigung und Vorbehandlung der Kavität waren dann die Arbeitsschritte um die Wurzelkanalstifte einzukleben und für eine Woche bei 37,5°C dunkel zu lagern. Zur Beurteilung der Haftkraft zwischen Stift und Wurzel sind die Proben im 90°-Winkel zur Stiftachse in drei gleichstarke, kreisrunde Scheiben gesägt worden. Die Anfangs- und Endstücke der Proben wurden verworfen. Durch einen massiven Edelstahlring wurden die einzelnen Scheiben in einer Universalprüfmaschine einjustiert und mit einer definierten Druckkraft bis zum Versagen der Verbundfestigkeit belastet.

2.6.3.1 Durchführung der Druckbelastung

Die Vorschubgeschwindigkeit, mit der die Probe durchstoßen wurde, betrug 0,5mm/min in apikal-koronaler Richtung gegen eine 100-N-Kraftmessdose [Typ 7074.156, Zwick]

und wurde von einem Auswertprogramm [Zwick-PC-Software-System Z 7010 Ver. 5.18, Zwick] gesteuert. Die Druckkraft F wurde dabei als Graph in einem Diagramm aufgezeichnet. Die Registrierung der Kraft erfolgte über die Prüfmaschine und wurde nach dem Verlust der adhäsiven Verbundfestigkeit zwischen Komposit und Wurzelzentin bzw. nach Abfall der Kraft auf 80 % der maximal aufgewendeten Kraft gestoppt. Die Druckkraft F und die errechnete Verbundfläche ergaben die Spannung in MPa. Aus der Spannung und der Vorschubgeschwindigkeit wurde ein Spannungs-Dehnungsdiagramm erstellt (vgl. Abbildung 2.2). Neben einer visuellen Darstellung wurden alle ermittelten Werte auf einem Datenträger gespeichert.

Sämtliche Versuche wurden bei 23°C Raumtemperatur und 50% Luftfeuchtigkeit durchgeführt.

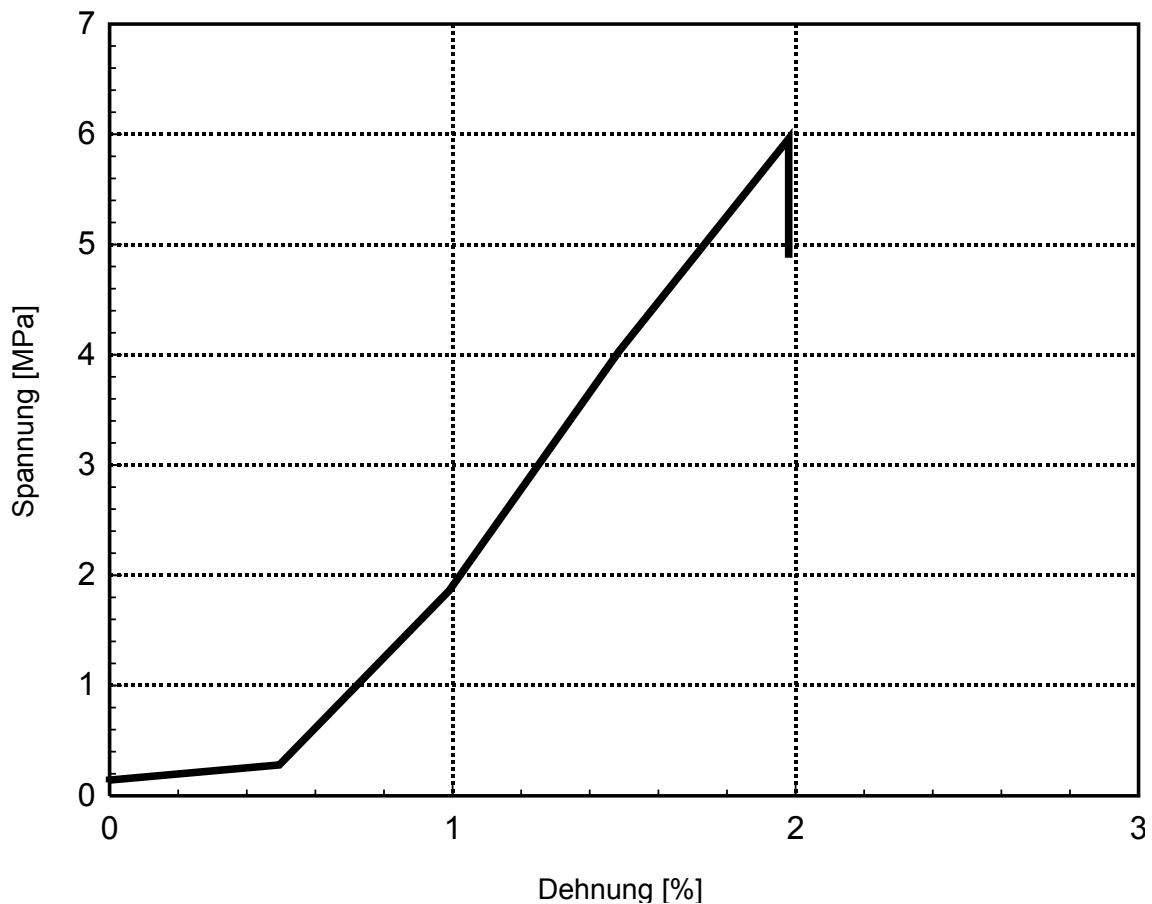


Abbildung 2.2: Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Ermitteln der Verbundfläche

Mit Hilfe einer Mikrometerschraube [#156-105, Mitutoyo, Neuss, Germany] wurde die Dicke jeder Scheibe direkt im Bereich des Stiftsegmentes auf die dritte Nachkommastelle in Millimetern gemessen. Mit dem Auflichtmikroskop [LaborLux 12 MES, Typ 020-508.030, Leitz GmbH] wurden die Durchmesser der Kavität an Ober- und Unterseite aller drei Scheiben bestimmt. Dazu wurden die Proben an drei unterschiedlichen Stellen mit einer im Okular eingeblendeten Skala vermessen und die abgelesenen Werte anschließend gemittelt. Die Verbundfläche konnte mit folgender Formel berechnet werden:

$$A = \pi * \left(\frac{D_1}{2} + \frac{D_2}{2}\right) * \sqrt{h^2 + \left(\frac{D_1}{2} - \frac{D_2}{2}\right)^2} ;$$

Die Verbundfestigkeit berechnet sich aus der Last bei Versagen der Probe und der Verbundfläche:

$$\text{Verbundfestigkeit [MPa]} = \frac{F_{max}}{A} ;$$

Für jeden Versuchszeitpunkt wurde aus der jeweils momentanen Last und der Verbundfläche nach obiger Formel die jeweilige Spannung und aus der Vorschubgeschwindigkeit und dem Versuchszeitpunkt die jeweilige Dehnung berechnet. Diese Daten wurden grafisch als Spannungs-Dehnungsdiagramm dargestellt. In diesem Diagramm lässt sich der E-Modul als Steigung im linearen Anteil der Kurve ablesen.

2.6.4 Statistische Auswertung

Die gewonnen Daten wurden mit dem Statistik- und Analyseprogramm SPSS 12.0 ausgewertet.

Für jede Probe wurde der Mittelwert der Verbundfestigkeiten und E-Modulwerte des koronalen, mittleren und apikalen Segmentes bestimmt.

Für jede der vier Versuchsgruppen wurden der Median und die Streuungsmaße (10%, 25%, 75% und 90% Perzentil) berechnet.

Unterschiede zwischen den drei Segmenten wurden für jede Versuchsgruppe separat mit Hilfe des Friedman-Tests auf statistische Signifikanz überprüft.

Unterschiede zwischen den vier Versuchsgruppen wurden mit Hilfe der Rangvarianzanalyse (Kruskal-Wallis-Test) überprüft.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Methodenentwicklung

3.1.1 Probenherstellung

Ziel war es ein Verfahren zu entwickeln, bei dem die zentrische Positionierung und Befestigung des Wurzelstiftes über die Gewinnung der Probenscheiben bis zum Ausstoßen durch eine Kette von geeigneten Einbettungsmaßnahmen gewährleistet waren. Im vorliegenden Fall wurden die Scheiben senkrecht zur Stiftachse angefertigt.

Grundlegende Anforderungen bestanden darin: die Belastung sollte möglichst nahe an der Verbundfläche erfolgen, damit ein Durchbiegen der Probe, die das Ergebnis verfälschen könnte, möglichst klein war. Deshalb wurde der Stempeldurchmesser möglichst groß gewählt. Je größer der Stempel gewählt wurde, desto exakter musste die Positionierung sein. Eine Druckübertragung durfte in keinem Fall auf das Befestigungskomposit oder Wurzeldentin erfolgen. Auch eine Unterstützung der Probe bei Kraftapplikation sollte nahe der Verbundfläche stattfinden. Die Öffnung musste dabei größer sein als der Glasfaserstift einschließlich Komposit, damit ein freies Ausstoßen ohne Gegenkraft gewährleistet war.

Da, auch bei noch so großer Sorgfalt, bei einer Bohrung von Hand immer unterschiedlich große Kräfte in verschiedene Richtungen wirken, ist eine standardisierte Durchführung der Stiftpräparationen schwierig. Auch ein reproduzierbares, mittiges Einkleben der Wurzelstifte mit einer ausschließlich konstanten senkrechten Kraft ist ohne technische Hilfsmittel nicht zufriedenstellend durchführbar.

Um eine exakte und reproduzierbare Eingliederung der Wurzelkanalstifte zu gewährleisten, wurde auf das Bohren und Einsetzen von Hand verzichtet. Vielmehr erfolgte die senkrechte zentrale Einbettung der Wurzeln, sowie die Stiftbohrung in einer Standbohrmaschine [Metabo TG, Metabowerke Nürtingen, Germany]. Das Einkleben der Wurzelstifte wurde mit Hilfe einer speziellen Haltevorrichtung (vgl. Abb 2.7) durchgeführt.

Ein präzises Sockelsystem gewährleistete dabei eine reproduzierbare Übertragung zwischen beiden Geräten.

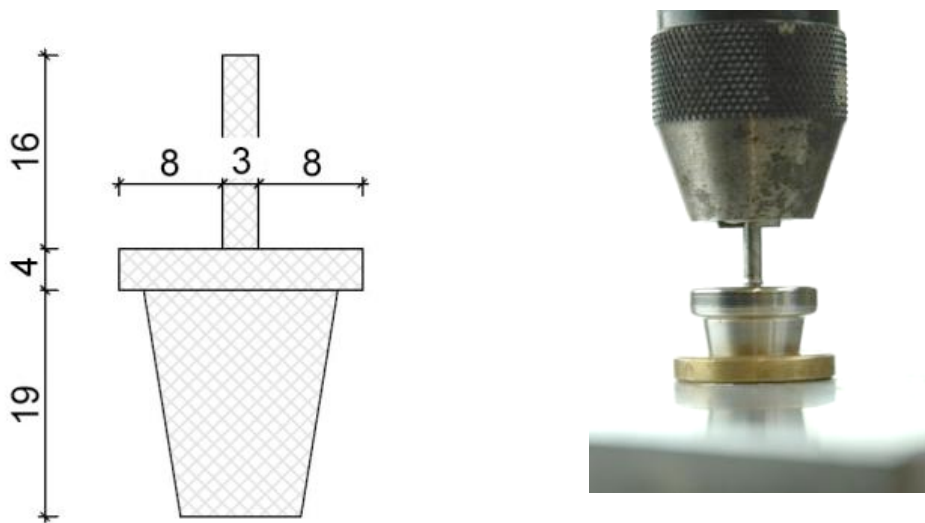
3.1.1.1 Präparation der Stiftkavität

Beim Bohren der Stiftkavität war zu berücksichtigen, dass insgesamt drei Scheiben (koronal, mittig, apikal) à 2 mm Dicke aus der Probe gewonnen werden mussten. Der Schnittverlust betrug 0,3 mm pro Schnitt. Aufgrund der Konizität der Bohrerspitze konnte apikal eine Länge von 1 mm nicht verwendet werden.

Die Mindestlänge, die der mit einem Silikonstopper markierte Pilotbohrer [ENAp[®] Drill Ø 0,8 – 1,25 mm, Konizität 2%, Micerium, Italy] in den Kanal eindringen musste, betrug 8 mm. Diese erste Stiftpräparation wurde ohne weitere Hilfsmittel in der Hand durchgeführt. Danach wurde mit 5ml Leitungswasser aus einer Einwegspritze mit Kanüle, die direkt in die Pilotpräparation eingeführt wurde, gespült. Anschließend wurde die Mindestlänge von 8mm mit einem markierten Stift ein zweites Mal überprüft.

3.1.1.2 Einbetten der Wurzel

Um einen identischen Versuchsablauf unter den einzelnen Gruppen zu erreichen, wurden die Wurzeln in exakt zentrischer Position und identischem Höhenniveau in einem zylindrischen Block aus Methacrylat fixiert und eingebettet. Zur exakten zentrischen Fixierung wie auch zur Bohrung der endgültigen Stiftkavität diente eine Standbohrmaschine [Metabo TG, Metabowerke Nürtingen, Germany] mit höhenverstellbarem und definiert absenkbarem, rotierendem Bohrfutter, das mittels Keilriemen über einen Elektromotor mit unterschiedlicher Drehzahl angetrieben wurde. Über einen Hebelmechanismus konnte der Bohrmaschinenkopf auf das Werkstück abgesenkt werden. Auf dem Bohrtisch wurde eine massive bewegliche Aluminiumplatte mit zwei M10-Schrauben aufgeschraubt. In zentraler Position befand sich eine durchgehende, kreisrunde Aussparung von 20mm Durchmesser; sie diente der Aufnahme von zwei unterschiedlichen Messinghülsen.



*Abbildung 3.1: Zentrierhilfe aus V2A-Edelstahl
(Zeichnung und Foto)*

Um eine exakte Position des Spannbohrfutters über dem Mittelpunkt der kreisrunden Aussparung in der Aluminiumplatte zu gewährleisten, wurde ein konischer runder Edelstahl als Zentrierhilfe (vgl. Abbildung 3.1) benutzt. Diese wurde in das Bohrfutter eingespannt und so lange abgesenkt, bis sie in der ersten Messinghülse mit kurzem Kragen spaltfrei klemmte (vgl. Abbildung 3.2). Anschließend wurde die Aluminiumplatte mit den beiden M10-Schrauben links und rechts fixiert und die Zentrierhilfe entnommen.

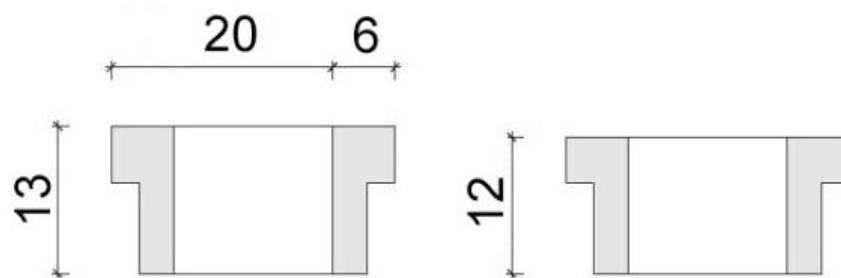


Abbildung 3.2: Messinghülsen zur Fixierung

Um eine definierte Höhe des Pilotbohrers zu gewährleisten, wurde die Messinghülse mit kurzem Kragen, die sich noch in der Bodenplatte befand, weiter verwendet. Ein quadratisches Vollprofil aus Aluminium mit einer Kantenlänge von 11 mm wurde als

Distanzhalter auf die Messinghülse plan aufgelegt (Abbildung 3.3). Anschließend wurde das Bohrfutter mit dem Kalibrierbohrer locker bestückt und bis zum unteren Anschlag heruntergefahren. Durch Anstoßen der Bohrerspitze auf dem Aluminiumprofil drückten sich die Branchen des Bohrfutters um den Schaft des Bohrers, fassten diesen und ein reproduzierbarer Abstand zur Bodenplatte war gewährleistet. Um den Bohrer rutschsicher zu arretieren, wurde das Futter zgedreht.

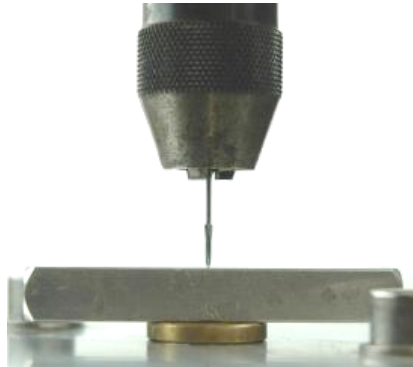


Abbildung 3.3: Ausrichtung des Bohrers

Die vorbereiteten Wurzeln wurden mithilfe individuell angefertigter Teflonformen eingebettet. Als Boden diente ein gedrehter Aluminiumteller (vgl. Abbildung 3.4), der über eine Führungsnut genau in die Bohrung der beiden Messinghülsen (vgl. Abbildung 3.2) passte. Als Retention diente eine in das zentrale Gewinde eingedrehte M4-Madenschraube mit V2A-Mutter, die nach der Polymerisation des Einbettkunststoffes [Paladur®, Heraeus-Kulzer, D-Werheim] in der Probe verblieb.

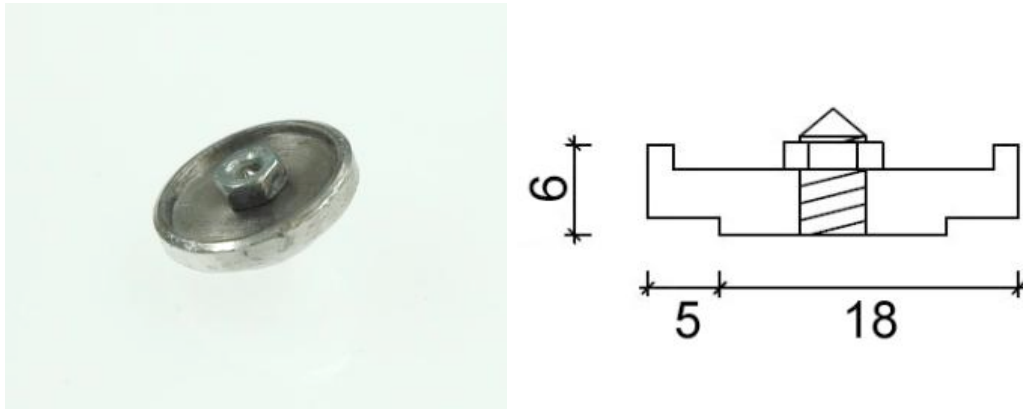


Abbildung 3.4: Socketteller aus Aluminium (Foto und Zeichnung)

Als Außenschalung wurde ein angefertigter Teflonring (vgl. Abbildung 3.5) über den Teller gestülpt und verklemmte sich durch spaltfreie Passung selbständig.

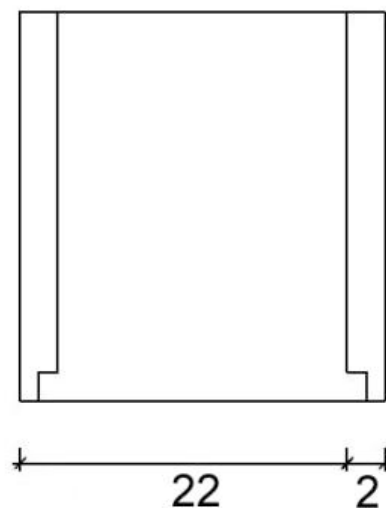


Abbildung 3.5: Teflonhülse

Um den Ablauf bei der Probenherstellung reproduzierbar durchzuführen wurden die im folgenden Text beschriebenen Arbeitsschritte standardisiert durchgeführt.

Die freihändig, d.h. ohne instrumentelle Fixierung, vorgebohrte Wurzel wurde auf den zuvor exakt in der Höhe ausgerichteten Kalibrierbohrer aufgesteckt (vgl. Abbildung 3.3). Durch Absenken des Bohrfutters bis zum unteren Anschlag erfolgte die Positionierung der Wurzel in die Hohlform. Als Material wurde für diese Hülse Teflon verwendet um ein Anhaften des Einbettkunststoffes [Paladur[®], Hereaus-Kulzer] an der Oberfläche auf ein Minimum zu reduzieren. Anschließend wurde der nach Herstellerangaben angemischte Einbettkunststoff bis zum koronalen Trennschnitt der Wurzel eingefüllt und nach einer Polymerisationszeit von 15 min. erreichte man dadurch eine feste Verbindung mit dem Sockelteller.

Nach der Aushärtung wurde der Teflonring entfernt und die flache Messinghülse aus der Bohrung der Bodenplatte durch die höhere Hülse ersetzt (vgl. Abbildung 3.2). Da es zu einer Anhebung der eingebetteten Wurzel durch die 1mm höhere Messinghülse kommt, vertieft sich die Stiftbohrung von acht Millimeter auf neun Millimeter. Durch diese Maßnahme sollte die Zentrierung der Stiftbohrung nochmals verbessert werden. Anschließend erfolgte eine Spülung der Kavität mit 2ml Wasser über eine Kanüle.

Um gewebeschonend zu arbeiten und Überhitzungen zu vermeiden wurde jede Bohrung mit langsamster Drehzahl ($\sim 400 \text{ min}^{-1}$) und Wasserkühlung durchgeführt.

Bei den zwei Versuchsreihen mit 400 μm Kompositschichtstärke wurde eine zusätzliche Bohrung mit einem Bohrer größeren Durchmessers [ENAp[®] Drill \varnothing 1,2 – 1,65 mm, Konizität 2%, Micerium, Italy] vorgenommen. Dazu wurde die Messinghülse mit 1mm kürzerem Kragen in die Bodenplatte eingesetzt und die eingebettete Wurzel um diese Distanz tiefer gesetzt. Der Bohrer [ENAp[®] Drill \varnothing 1,2 – 1,65 mm, Konizität 2%, Micerium, Italy] konnte nun apikal die Kavität nur 1mm kürzer aufbereiten. Das nicht weiter aufbereitete Kavitätensegment im apikalen Wurzelbereich diente als Zentrierhilfe für den eingesetzten Glasfaser-Wurzelstift [ENAp[®], \varnothing 1,0 – 1,45 mm, Konizität 2%, Micerium, Italy]. Eine exakte Zentrierung des Stiftes war somit apikal als auch koronal gewährleistet.

3.1.1.3 Eingliederung der Wurzelkanalstifte

Um eine standardisierte Eingliederung der Glasfaserstifte nach Herstellerangaben durchzuführen mussten einige Vorbereitungsschritte beachtet werden.

Eine erste gleichmäßige Reinigung der Wurzelkavität erreichte man mit Natriumbikarbonat ohne Geschmackszusatz im Cavitron Jet für 12 Sekunden. Verbliebenes Bikarbonat wurde mit fünf Milliliter Wasser mit einer Einwegspritze und –kanüle aus der Kavität gespült. Um eine Trocknung zu erreichen wurde überschüssiges Wasser mit dem Druckluftbläser verblasen und ergänzend mit 80'er Papierspitzen getrocknet.

Die Entfernung des „smearlayers“ und die Eröffnung der Dentintubuli erreichte man durch Applikation von ENAetch[®] für 120 Sekunden.

Durch erneute Spülung mittels Spritze und Einwegkanüle mit fünf Milliliter Wasser wurde die Phosphorsäure ENAetch[®] vollständig aus der Stiftbohrung entfernt. Nach wiederholter Trocknung mittels Druckluft und Papierspitzen wurde der Glasfaserstift ENApost in eine speziell konstruierte Haltevorrichtung eingespannt (vgl. Abbildung 3.6). Anschließend wurde die Oberfläche des Stiftes ENApost[®] mit einem ethanolgetränktem (70%-Vol.) Schaumstoffpellet gereinigt und entfettet. Auf eine zusätzliche Trocknung mittels Druckluft konnte man aufgrund der schnellen Verdunstung des Ethanol verzichten.

Die Voraussetzungen waren jetzt gegeben um den Haftvermittler ENAbond[®] mittels Microbrush [ENA, Micerium, Italy] in die Kavität und auf den Wurzelstift sorgfältig aufzutragen.

Laut Fragestellung wurde zusätzlich für die Versuchsgruppen II und IV eine dünne Schicht ENAseal[®] auf die Wurzelstifte und die Kavität mithilfe eines Microbrush aufgetragen. Überschüsse wurden vorsichtig mit Druckluft entfernt.

Im nächsten Arbeitsschritt wurde das Komposit ENAcem[®] nach Herstellerangaben angemischt und blasenfrei mittels Composite-Gun und Einweg-Applizier-Spitze Fig. 1916 [KerrHawe SA, Switzerland] in die Wurzelkavität eingebracht. Darauf hin erfolgte die Eingliederung des Glasfaser-Wurzelstiftes mit der speziell konstruierten Haltevorrichtung. Diese gewährleistete eine exakt zentrische Absenkung des Stiftes in die Stiftbohrung mit einer definierten Kraft von 12 Newton. Diese Kraft ergibt

sich aus dem Eigengewicht des beweglichen Stempels der Haltevorrichtung. Ein Aushärten des Komposits ENAcem[®] wurde unter Verwendung der Polymerisationslampe [Elipar Freelight I 3M ESPE]. erreicht. Die Lichtzufuhr betrug zirkulär 30 Sekunden. Vor weiterer Bearbeitung der Proben erfolgte eine dunkle und feuchte Lagerung für 7 Tage im Memmertschrank bei 37,5°C.

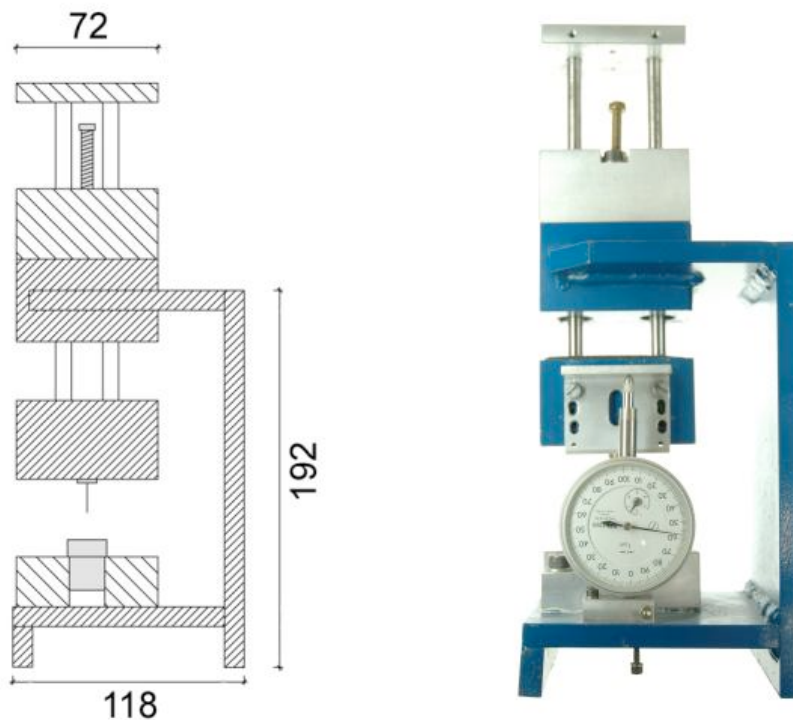


Abbildung 3.6: Einbettmaschine (Zeichnung ohne Messuhr; Foto mit Messuhr)

3.1.1.4 Sägen der Proben

Um die adhäsive Verbundfestigkeit zwischen Glasfaserstift und Wurzeldentin prüfen zu können, wurden die eingebetteten Wurzeln in drei gleich dicke Scheiben geschnitten. Hierzu diente eine Innenlochsäge [Ernst Leitz GmbH, Typ 025-097.052 No 180, Wetzlar]. In dieser wurden die Proben, eingespannt in einen horizontal und vertikal beweglichen Arm, mit einem Vorschub von 1mm/min an die Schneidekante des Sägeblattes herangeführt. Eine permanente Wasserkühlung (400ml/min), die direkt im Schnittbereich ansetzte, verhinderte die Überhitzung der Probe und transportierte den Sägestaub ab.

Nach dem Einspannen des Muffelbodens der zu sägenden Probe in den beweglichen Arm wurde dieser mit Hilfe einer Rändelschraube um 7,2mm abgesenkt. Dieser Wert setzt sich zusammen aus der Dicke der drei Schreiben (k, m, a) sowie dem Sägeverlust, bedingt durch die Dicke des Sägeblattes, von 300µm pro Schnitt.

Insgesamt waren vier Schnitte notwendig. Der erste trug den unebenen Bereich im oberen Stück der Probe ab und verschaffte eine plane Fläche, die die Oberseite der koronalen Scheibe darstellte. Es folgten drei weitere Schnitte, die dann jeweils die einzelnen Scheiben ergaben. Nach jedem Schnitt wurde der Arm mitsamt Probe um 2,3 mm hochgeschraubt.

3.1.2 Durchstoß und Messung

3.1.2.1 Einrichten der Universalprüfmaschine

Die Messung der Druckbelastung bis zum Versagen des adhäsiven Verbundes zwischen Komposit und Wurzelzement erfolgte mittels einer Universalprüfmaschine [UPM 1445 03, Zwick].

Mit einem Stempel von 1,1mm Durchmesser und passendem Messinginsert, der eine Bohrung von 1,1mm mittig hatte, wurde der Versuchsaufbau zentriert.

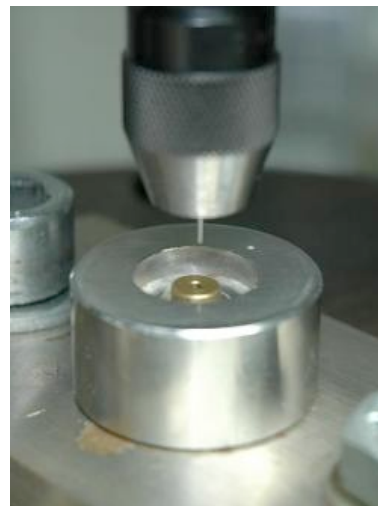
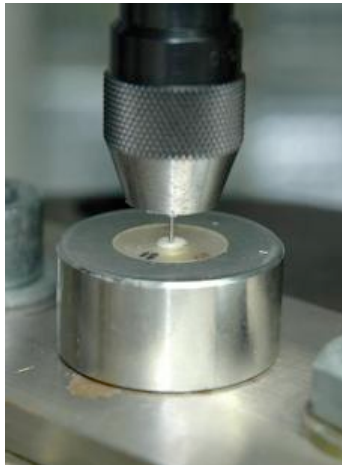


Abbildung 3.7: li.: Durchstoßstempel unterschiedlicher Größe aus Edelstahl und Messinginserts als Widerlager, re.: eingespannt in Universalprüfmaschine [Typ 7074.156, Zwick]

Um unverfälschte Werte bei der Kraftmessung zu erlangen, mussten die Proben mit einem Stempel belastet werden, der einen 0,2mm geringeren Durchmesser aufwies als das zu prüfende Stiftsegment. Diese Differenz war nötig, um eine Berührung während des Durchstoßens zwischen Stempel und dem Dentin der Kavität zu vermeiden. Jede Berührung würde zu einer Veränderung und somit Verfälschung der Kraftmessung führen



*Abbildung 3.8: li.: Probe während des Durchstossversuchs;
re.: Unterseite der Probe nach Kraftapplikation*

Als Widerlager, zur Abstützung der Scheibe mit eingebettetem Wurzelsegment, diente ein Messinginsatz. In der Mitte war er mit einer zwei Millimeter großen Bohrung versehen, so dass das bei dem Versuch austretende Wurzelstiftsegment nicht behindert wurde, das Wurzelsegment aber noch ausreichend abgestützt war.

3.2 Vergleich der koronalen, mittleren und apikalen Scheibe

Die Tabelle 3.1 gibt einen Überblick über die Verbundfestigkeitswerte der einzelnen Scheiben sowie den Mittelwert der drei Scheiben jeweils eines Versuches. Die ermittelten Werte umfassen bei Gruppe I (200µm; ohne ENAseal[®]), Gruppe II (200µm; mit ENAseal[®]) und Gruppe IV (400µm; ENAseal[®]) jeweils 15 Messungen (n = 15). Bei der Gruppe III (400µm, ENAseal[®]) wurde eine Probe aufgrund eines Fehlers bei der Prüfung aussortiert. Die Anzahl der zu testenden Wurzeln betrug bei Gruppe III (400µm, ENAseal[®]) 14 (n = 14).

Insgesamt wurden n = 59 Proben geprüft, gemessen und ausgewertet.

Tabelle 3.1: Verbundfestigkeit [MPa] angegeben in Mediane und 25-75%-Perzentile der vier Gruppen, aufgeteilt in koronale, mediane und apikale Scheibe

Gruppe	koronal		Mitte		apikal		Mittelwert	
	Median	25-75%-Perzentile	Median	25-75%-Perzentile	Median	25-75%-Perzentile	Median	25-75%-Perzentile
200µm ohne ENaseal®	2,8	2,1/4,5	2,8	1,1/4,5	3,3	1,7/5,5	2,8	1,6/4,6
200µm mit ENaseal®	3,8	2,9/6,7	3,6	1,4/4,6	2,9	1,6/4,6	3,8	2,4/5,8
400µm ohne ENaseal®	2,0	0,5/4,2	2,2	1,4/4,3	3,2	1,5/8,2	2,1	1,5/3,5
400µm mit ENaseal®	3,0	0,8/5,1	2,1	0,2/6,3	3,2	2,2/4,6	1,8	1,6/5,3

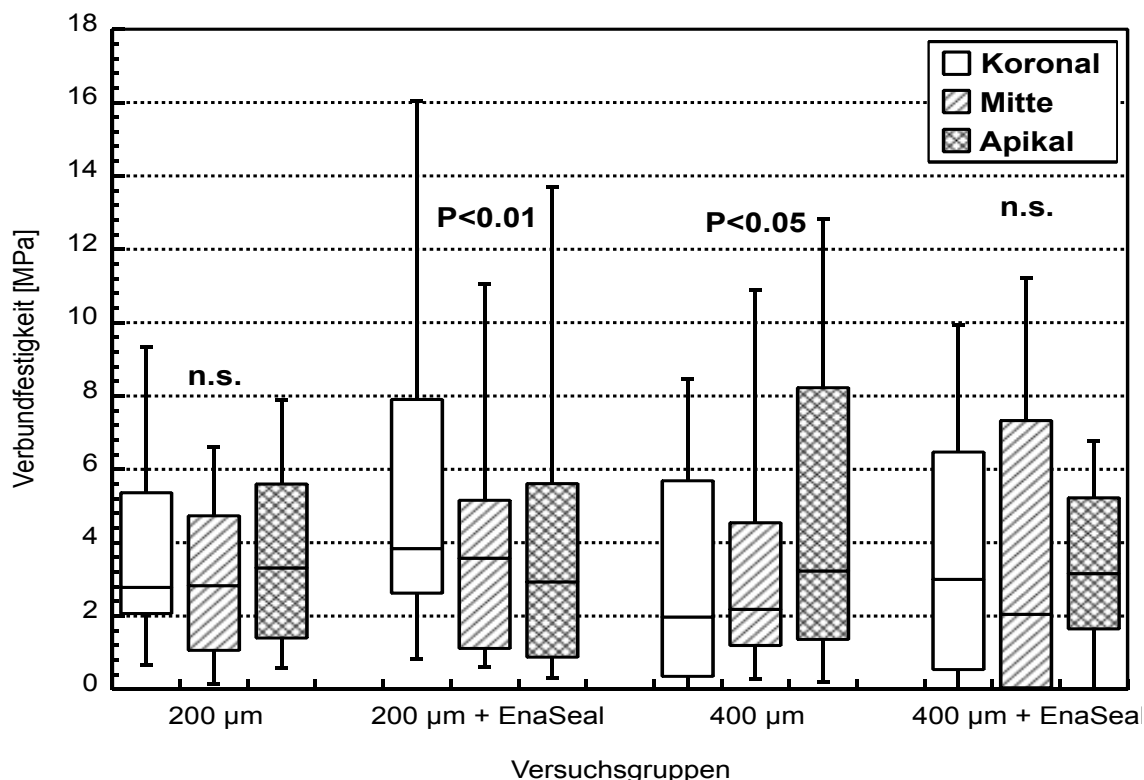


Abbildung 3.9: Boxplot Diagramm zur Darstellung der koronalen, mittigen und apikalen Verbundfestigkeit [MPa] und Auswertung des Friedman-Tests

Die Messergebnisse wurden graphisch in einem Boxplot-Diagramm dargestellt (vgl. Abbildung 3.9). Der Kasten zeigt das 25-75% Perzentil. Die untere Begrenzung gibt das 25%-Perzentil, die obere das 75%-Perzentil an. Als Querstrich ist der Median dargestellt. Die Streubalken geben das 10- und 90%-Perzentil an.

Die Auswertung des Friedman-Tests in Abbildung 3.9 dient dem Vergleich der Verbundfestigkeit zwischen dem koronalen, mittleren und apikalen Segment. In der ersten Gruppe (200µm) zeigte der Median der apikalen Scheibe einen leicht erhöhten Verbund (3,3 MPa) gegenüber dem mittleren (2,8 MPa) und koronalen (2,8 MPa) Median. Der Unterschied ist jedoch nicht statistisch signifikant. Bei der zweiten Gruppe mit ENaseal[®] weist der Median des koronalen Segmentes (3,8 MPa) die höchste Verbundfestigkeit und fällt dann ab auf 3,6 MPa im mittleren Median und 2,9 MPa im apikalen. Dieser Unterschied ist signifikant ($P < 0,01$). Bei Gruppe III (400µm) ist apikal die Verbundfestigkeit am höchsten (3,2 MPa) und in der Mitte und apikal niedriger (2,2 MPa/2,0 MPa). Auch dieser Unterschied ist signifikant ($P < 0,05$). Gruppe IV weist wieder eine stärkere Streuung der Messwerte auf mit Medianen von koronal 3,0 MPa, mittig 2,1 MPa und apikal 3,2 MPa. Diese Unterschiede sind nicht signifikant. Signifikante Unterschiede zwischen den vier Versuchsgruppen waren weder für den koronalen, mittleren, noch für den apikalen Abschnitt zu beobachten (Kruskal-Wallis-Test: n. s.).

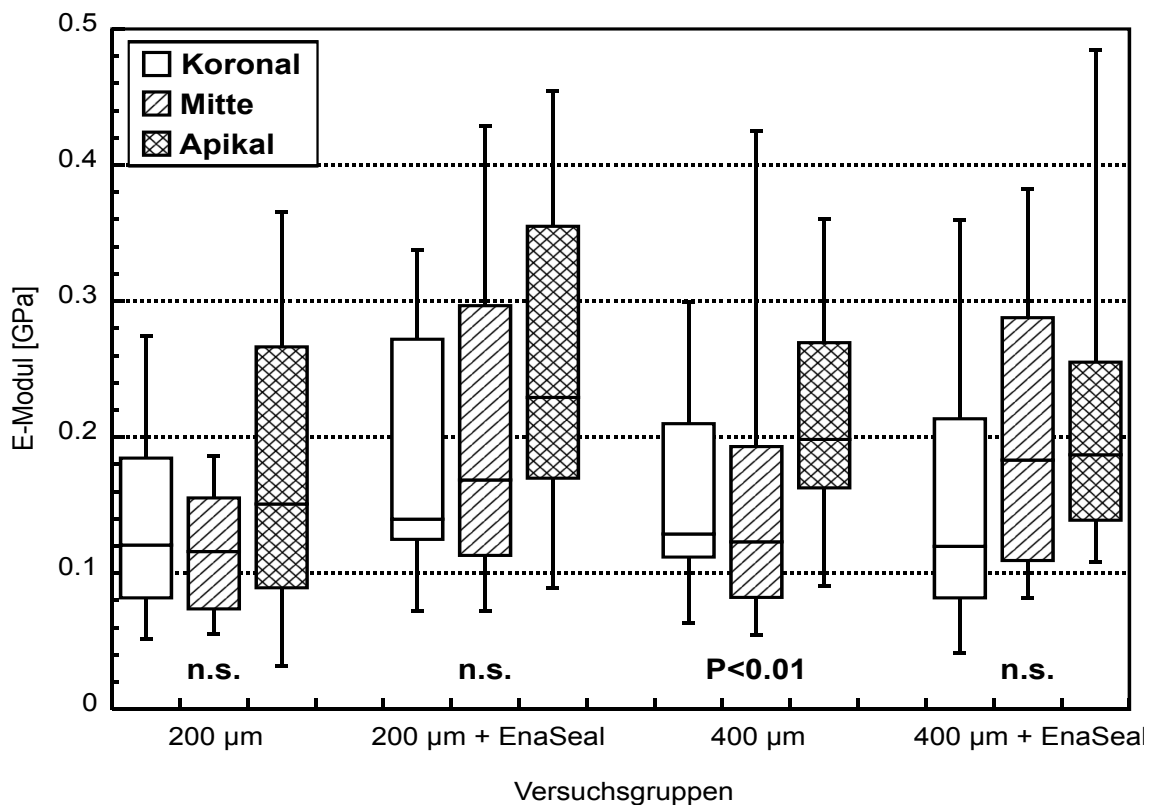


Abbildung 3.10: Boxplot Diagramm zur Darstellung des koronalen, mittigen und apikalen Elastizitätsmodules in [GPa]

Das Boxplot Diagramm in Abbildung 3.10 stellt den Elastizitätsmodul der koronalen, mittigen sowie apikalen Scheiben dar. Der Elastizitätsmodul ist ein Materialkennwert der den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten beschreibt. Der Betrag des E-Modules ist umso größer, je mehr Widerstand das Material seiner elastischen Verformung entgegenbringt.

Der Median des E-Moduls in der Gruppe mit 200µm liegt bei der apikalen Scheibe mit einen Wert von 0,15 GPa erkennbar über den Medianwerten der mittleren (0,12 GPa) und koronalen (~0,12 GPa) Segmente. Der Unterschied ist nicht statistisch signifikant. Bei der zweiten Gruppe mit 200µm + ENaseal[®] weist der Median des apikalen Segmentes mit 0,23 GPa den höchsten Elastizitätsmodul und damit auch die höchste Steifigkeit sowohl innerhalb der Gruppe, als auch der gesamten Versuchsreihe auf. Der Median der koronalen Scheibe liegt bei 0,14 GPa, der der mittleren bei ~0,16 GPa. Der Unterschied zwischen den Messungen ist jedoch statistisch nicht signifikant. Bei der Versuchsgruppe mit 400µm. liegen die Werte der koronalen und mittigen Segmente mit ~0,12 GPa, wie schon bei der Versuchsgruppe mit 200µm, sehr nah beieinander. Der apikale Median liegt bei 0,19 GPa. Für die Versuchsgruppe mit 400µm liegt eine statistische Signifikanz von $P < 0,01$ vor. In der Gruppe 400µm + ENaseal[®] liegen der mittige und apikale Median bei 0,18 GPa. Der koronale Median ist mit 0,12 GPa deutlich geringer. Eine statistische Signifikanz liegt nicht vor.

3.3 Vergleich der 4 Gruppen

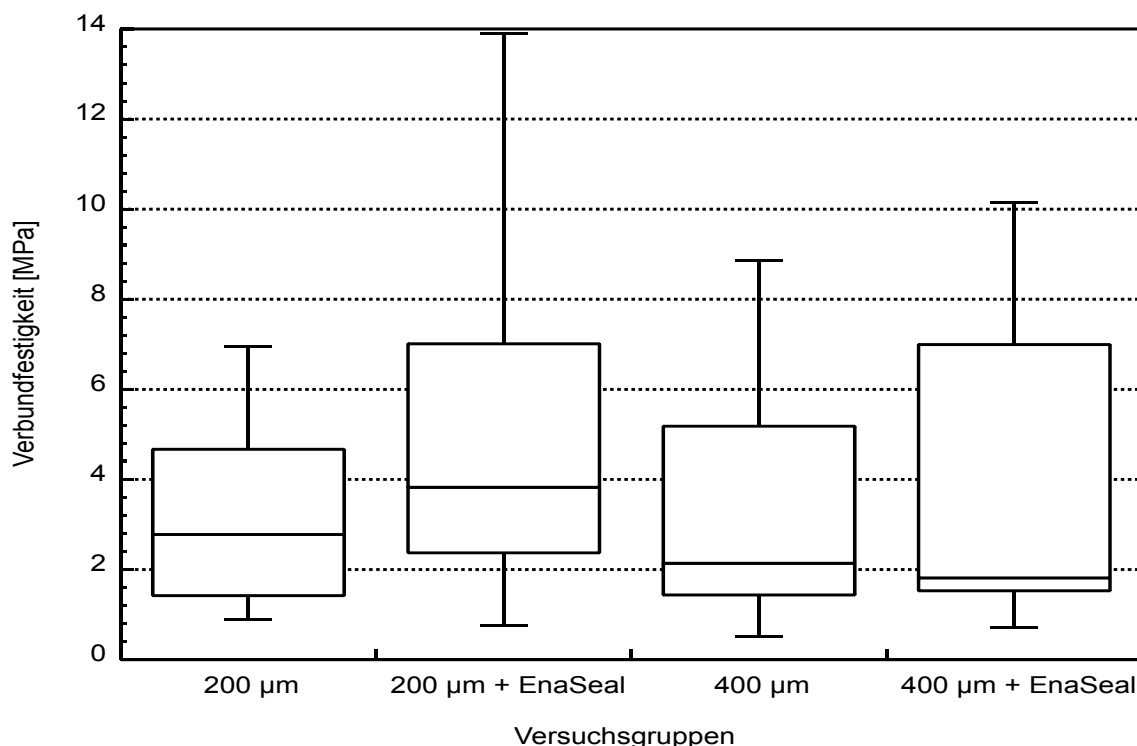


Abbildung 3.11: Boxplot Diagramm zur Darstellung der Verbundfestigkeit der einzelnen Gruppen in [MPa]

Das Boxplot Diagramm in Abbildung 3.11 zeigt die mittlere Verbundfestigkeit (Mittelwert aus dem koronalen, mittleren und apikalen Abschnitt) für die vier Versuchsgruppen. Die Gruppen mit 200µm breitem Fügebereich weisen mit Median von 2,8 MPa bzw. 3,8 MPa höhere Verbundfestigkeiten auf als die Gruppen mit 400µm breitem Fügebereich (2,1 MPa bzw. 1,8 MPa). Der Unterschied ist allerdings nicht statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test: n. s.).

Die Mittelwerte reichen von 1,8 MPa in der vierten Gruppe (400µm+ENASEal[®]) bis zu 5,8 MPa in der zweiten Gruppe (200µm+ENASEal[®]). Dazwischen reihen sich Gruppe drei mit 2,1 MPa (400µm) und Gruppe eins mit 2,8 MPa (200µm) ein.

Auffällig sind vereinzelte höhere Maximalwerte in der Gruppe zwei sowie eine größere Streuung der Messwerte in der vierten Gruppe, sichtbar durch den weiteren Interquartilsabstand.

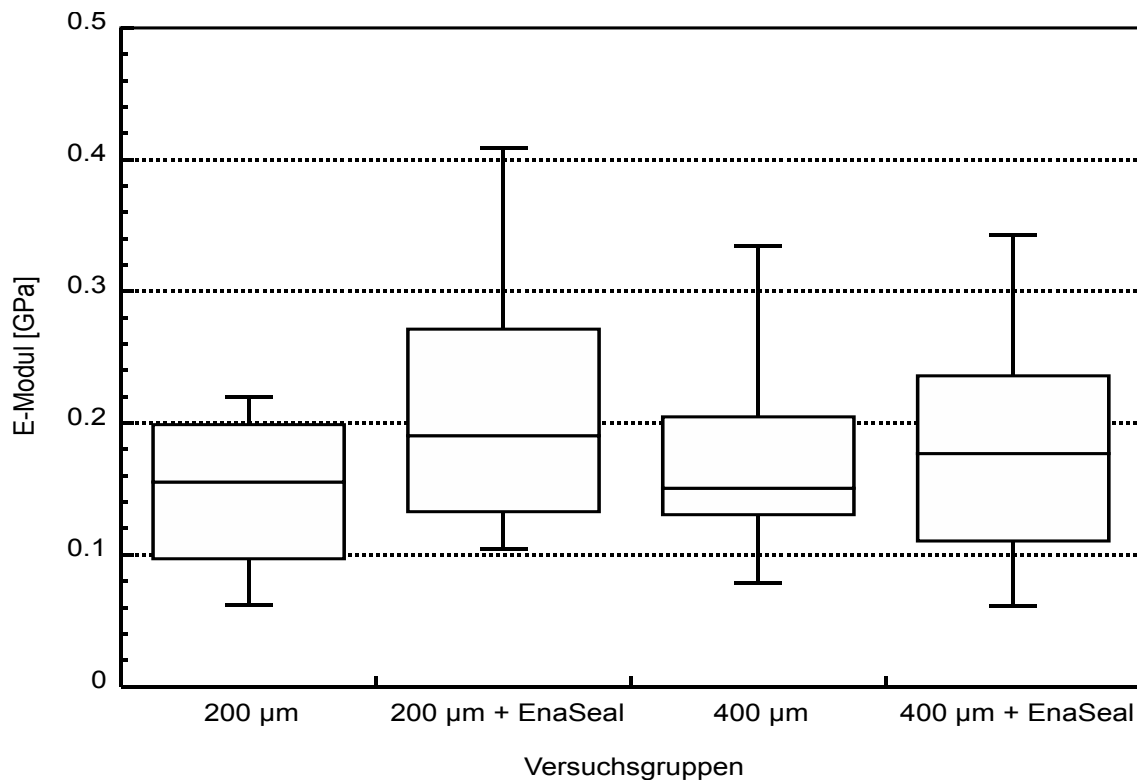


Abbildung 3.12: Boxplot Diagramm zur Darstellung des Elastizitätsmodules der einzelnen Gruppen [GPa]

Das Boxplot Diagramm in Abbildung 3.12 zeigt den mittleren Elastizitätsmodul (Mittelwert aus dem koronalen, mittleren und apikalen Abschnitt) für die vier Versuchsgruppen. Sowohl bei den Gruppen mit 200µm breitem Fügebereich als auch bei den Gruppen mit 400µm breitem Fügebereich weisen die Gruppen mit ENASEal[®] mit Median von 0,19 GPa bzw. 0,17 GPa gegenüber den Gruppen ohne ENASEal[®] (~0,16 GPa bzw. 0,15 GPa) höhere Steifigkeiten auf. Der Unterschied ist allerdings nicht statistisch signifikant.

Die Mittelwerte der Gruppen ohne ENASEal[®] und mit ENASEal[®] liegen jeweils nah beieinander. Augenfällig ist zudem die größere Streuung der Messwerte in den Gruppen mit ENASEal[®].

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

4.1.1 Auswahl der Zähne

Die vorliegende in-vitro-Untersuchung wurde mit menschlichen Zähnen durchgeführt, da die Verwendung von tierischem Dentin nach Beurteilung einiger Autoren trotz nahezu identischer biologischer und physikalischer Eigenschaften (*Schilke et al. 2000*) keine ausreichende Vergleichbarkeit erkennen lässt und Versuche mit humanem Material gefordert werden (*Finger 1988, Stewart et al. 1990*).

Im Gegensatz zum Zahnschmelz wird das Dentin als lebendes Gewebe (*Hellwig et al. 2003*) bezeichnet und unterliegt physiologischen Alterungsprozessen. Zusätzlich wird das Dentin durch die Nahrungsvielfalt und mechanische Belastung beeinflusst.

Die Bildung von Tertiärdentin und die damit verbundene Sklerosierung der Dentinkanälchen verändern die Mikrostruktur, somit kann die adhäsive Verbundfestigkeit von Kompositmaterialien beeinträchtigt werden (*Duke & Lindemuth 1991*). Die Ätzbarkeit von sklerotisch verändertem Dentin ist weniger gut als die von jungem (*van Meerbeek et al. 1994*), weil mineralische Kristalle die Tubuli verschließen (*Pashley et al. 1995*); demnach ist auch ein geringerer adhäsiver Verbund zu erwarten. Um möglichst unverfälschte Ergebnisse zu erlangen, die in vivo übertragbar sind, fanden ausschließlich menschliche Schneidezähne Verwendung.

Aufgrund der anatomischen Wurzelkanalmorphologie boten sich obere mittlere Schneidezähne an. Diese weisen eine einwurzelige, einkanalige, gerade Struktur auf. Ausnahmen sind äußerst selten (*Baumann & Beer 2008*).

Hinsichtlich der Lagerungsdauer der extrahierten Zähne berichten *Beech et al.* über niedrigere Verbundfestigkeitswerte von Scotchbond an Dentin bei frischen im Vergleich zu in Wasser gelagerten Zähnen (*Beech et al. 1991*). Demgegenüber beobachteten *Blunck et al.* schlechtere Randschlüsse bei Kompositfüllungen im Dentin bei gelagerten im Vergleich zu frischem Dentin (*Blunck et al. 1990*). Andere Untersucher kommen zu dem Schluss, dass die Lagerungsdauer der Zähne keine Rolle spielt (*Finger 1988*).

Auch die Lagerungslösung kann Einfluss auf Adhäsionskräfte an der Zahnhartsubstanz haben (*Haller et al. 1993; Titley et al 1998*). Aufgrund nicht eindeutiger wissenschaftlicher Beurteilung wurde die Konservierung so kurz wie möglich gehalten. Es kamen Zähne vier bis sechs Wochen post extraktionem zur Anwendung, die zwischenzeitlich in Chloramin-T-Lösung 1%ig (vgl. 3.6.1) gelagert wurden. Zur kurzzeitigen Aufbewahrung empfehlen *Jorgensen et al. (1985)* physiologische Kochsalzlösung, doch dürfte in diesem Fall die bakterielle Kontamination nicht zu unterschätzen sein.

Um ein qualitativ gleichartiges Untersuchungsmaterial in die Studie aufzunehmen, wurden Zähne mit kariösen Läsionen, Vorbehandlungen oder sonstigen strukturellen Veränderungen konsequent ausgeschlossen.

4.1.2 Maschinelles Aufbereiten der endodontischen Kavität

Ziele einer Wurzelkanalaufbereitung - unabhängig von der Art der Aufbereitung, ob mit manuellen Handinstrumenten oder alternativ mit maschinellen Systemen (*ESE 1994*) - sind:

- Entfernung des Pulpagewebes
- Möglichst vollständige Elimination von Mikroorganismen einschließlich infiziertem Wurzelkanalwanddentin
- Erhaltung der vorhandenen Wurzelkanalanatomie
- Von koronal nach apikal sich verjüngende Kavität
- Schwächung der Wurzel durch übermäßigen Materialabtrag ist zu vermeiden
- Die anfänglich festgelegte Arbeitslänge sollte möglichst der definitiven Aufbereitungslänge entsprechen
- Arbeitstechnische Fehler sollten durch präzise Handhabung vermieden werden

Bei der hier durchgeführten Studie kam ein vollrotierendes, drehmomentbegrenzendes Nickel-Titan-System [ProTaper/Maillefer] zum Einsatz. Vergleichbaren maschinellen Systemen mit starrem als auch nicht starrem Bewegungsablauf sowie Ultraschallinstrumenten ist die hier angewendete Aufbereitungsart überlegen (*DGZ/DGZMK 2005*).

Da die Abnutzung bei Feilen aus Nickel-Titan-Legierungen im Gegensatz zu Edelstahl-Legierung bei der Anwendung erhöht ist, erfolgte ein Austausch nach acht Einsätzen

(Spili et al. 2005; Hülsmann et al. 1999; Schäfer 1998). Aus Gründen der Arbeitskonstanz wurden im gleichen Intervall auch die Pilot- und Sekundärbohrer durch neue ersetzt. Bei der gesamten Aufbereitung kamen keine chemisch wirkenden Spüllösungen zum Einsatz, da diese den Verbundcharakter des Dentins verändern könnten. Da die Ergebnisse der bislang veröffentlichten Arbeiten einander widersprechen, wurde in dieser vorliegenden Studie ganz auf den Einsatz chemisch aktiver Spüllösungen verzichtet (Muniz et al. 2005; Frankenberger et al. 2000).

4.1.3 Verbundfestigkeitsprüfung

In der Materialprüfung werden verschiedene Testverfahren durchgeführt, um die Charakteristika von Werkstoffen zu ermitteln. So kann durch Zug-, Biege-, und Druckversuche die Festigkeit von Materialien überprüft werden. Der Klebeverbund von Substanzen wird definiert als die querschnittsabhängige maximale Tragkraft.

Bei dem 3-Punkt-Biegeversuch wie von Beun et al. (2007), Cacciafesta et al. (2007), Ferracane et al. (2003), Floyd & Dickens (2006), Ikejima et al. (2003), Irie et al. (2006), Kim et al. (2002) und Plotino et al. (2007) angewandt, wird der Prüfkörper in definierte Biegestäbchen geschnitten und statischem Druck bis zum Erreichen der Bruchkraft ausgesetzt. Ein 4-Punkt-Biegeversuch (Staninec et al. 2008) bedeutet einen ähnlichen Versuchsaufbau, jedoch wird der statische Druck auf das Objekt über zwei Punkte appliziert. Beide Methoden würden bei Anwendung in der vorliegenden Arbeit mit zusätzlicher Fehlerquelle behaftet sein, da die Herstellung der empfindlichen Prüfkörper weitere Bearbeitungsschritte erfordert. Diese Prüfverfahren werden bevorzugt bei der Bestimmung der Biegefestigkeit und dem E-Modul verwendet.

Der axiale Zugversuch ist eine Möglichkeit, um die Dentinhaftung adhäsiv befestigter Komposite zu überprüfen. Kielbassa et al. (1997) und Pioch et al. (1999) halten diese Arbeitsweise für eine bewährte Methode, um Haftfestigkeiten im Dentalbereich zu ermitteln. Bestätigt wird dieses Verfahren der Materialprüfung auch von Eichner & Kappert (2000) und Marx & Haas (1992). Bei allen in Frage kommenden Testverfahren steht die standardisierte Ausführung der Versuche im Vordergrund, um reproduzierbare Ergebnisse zu erreichen.

Goracci et al. (2004) haben die Methoden des Mikro-Zug-Versuchs und des Ausstoßversuchs verglichen. Bei beiden Versuchsanordnungen wird der angewendete Stifttyp in die Kavität eingeklebt und anschließend in Scheiben separiert (vgl. Kapitel

3.7.2.5). Beim Mikro-Zugversuch wäre ein weiterer Arbeitsschritt mit einem rotierenden oder oszillierenden Instrument nötig, um den adhäsiv befestigten Stift in Form eines Mikrozugstäbchens freizulegen. Hierbei kommt es häufig zu einem vorzeitigen Verlust des Adhäsivverbundes und zur Zerstörung des Prüfkörpers (*Boulliaguet et al. 2003; Goracci et al. 2004*).

Aufgrund der oben genannten Erkenntnisse wurde bei den hier durchgeführten Proben der Durchstoßversuch als Prüfmethode bevorzugt. Nach *Yoshida et al. (1996)* sollte die Durchstoßgeschwindigkeit während der ganzen Versuchsreihen bei 1mm/min liegen.

Verbundfestigkeitsprüfungen im Durchstoßverfahren wurden bereits mehrfach mit verschiedenen Wurzelkanalstiften und Befestigungskompositen bzw. Zementen durchgeführt. Die Verbundfestigkeitswerte lagen dabei zwischen 5 MPa und 40 MPa (*Kremeier et al. 2007, Poskus et al. 2010*).

Die erhebliche Streuung resultiert aus dem Versuchsaufbau und die Verwendung unterschiedlicher Materialien. Der direkte Vergleich der vorliegenden Messungen ist mit den in der Literatur angegebenen Werten nur sehr eingeschränkt möglich. Eine entsprechende Arbeit unter vergleichbarem Versuchsaufbau kam zu deutlich höheren Verbundfestigkeitswerten als in der hier vorliegenden Studie (*Kremeier et al. 2007*).

Zur Anwendung in der oben genannten Versuchsreihe kamen verschiedene Stiftsysteme. Die dabei ermittelten Verbundfestigkeitswerte zeigen Streuungen zwischen 9,9 MPa (Luscent Ancor) und 23,7 MPa (DT Light Post).

Die Ergebnisse der hier verwendeten Materialien ergeben im Durchstoßversuch Werte zwischen 1,8 MPa bis 3,8 MPa. Sie liegen somit deutlich unter den hier genannten Vergleichsstudien.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Diskussion der ersten Arbeitshypothese

4.2.1.1 Dentinhaftung

Um eine permanente Haftung zwischen den Grenzflächen des hydrophilen Dentins und des hydrophoben Komposits zu erreichen, bedarf es aktueller Adhäsivsysteme. Die Ausbildung der Kunststoff-Dentin-Hybridschicht im Bereich des intertubulären Dentins ist in erster Linie für den mikromechanischen Verbund verantwortlich (*Haller & Blunck 2003*).

Durch Säureätzung eröffnete Dentintubuli bilden die Voraussetzung, dass Bestandteile der Primer (Monomere) in das Kollagenetzwerk des demineralisierten Dentins penetrieren können. Sanftes, schonendes Trocknen mittels Luftbläser oder Wattepellet nach gründlichem Absprayen des Ätzgels soll ein Kollabieren und Austrocknen der freigelegten Kollagenfasern verhindern (*Haller & Fritzenschaft 1999*).

Bei Adhäsivsystemen der letzten Generation fasst man Teilschritte der Konditionierung zusammen, so dass ein separates Ätzen und Primen des Dentins durch selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsive entfallen. Vor- und Nachteile dieser Einkomponentensysteme im Gegensatz zu Mehrflaschensystemen werden in der Literatur kontrovers diskutiert (*Haller & Blunck 2003*).

Das dualhärtende ENAbond[®]/ENAbond-Katalysator[®] als Dentinhaftungssystem wurde bei der hier durchgeführten Untersuchung appliziert. Die Konditionierung der Dentinoberfläche erfolgte mit ENAetch[®] (37,5%ige Phosphorsäure) über einen Zeitraum von 120 Sekunden.

Die gegenüber gängigen Empfehlungen deutlich verlängerte Säurevorbehandlung könnte bei unvollständiger Penetration des Primers zu einer Überätzung und somit zu einem Zusammenbruch des Kollagenfasernetzes führen. Eine signifikant höhere Verbundfestigkeit gegenüber kürzeren Ätzungen im 15-sek-Bereich konnte bisher nicht bestätigt werden (*Kremeier et al. 2007*).

4.2.1.2 Stifttyp Analyse

In dieser Studie fanden Stifte von zylindrisch-konischer Geometrie (ENAp[®]) Anwendung. Die Matrix besteht aus einem Epoxydharz und der Faseranteil aus Glasfasern, die den Kunststoff längs zur Stiftachse durchziehen. Hauptbestandteile sind Siliziumoxid (ca. 50-60%), sowie Kalzium-, Bor-, Natrium und Aluminiumoxide (*Chawla 1998*).

Während das Epoxydharz den Verbund zum Komposit herstellt, sind die Fasern für Elastizität und Frakturfestigkeit verantwortlich. Durch Radikalbildung des Epoxydharzes erfolgt der chemische Verbund zwischen Stift und Bis-GMA-haltigem Komposit (*MalFerrari & Monaco 2002*).

Aufgrund der konischen Gestaltung der Stifte ergeben sich schräg angeschnittene Faseranteile, deren Schnittfläche eine elliptische Form aufweist. Daraus resultieren mechanische Mikroretentionsstellen, die dem Kompositsystem eine mikromechanische Verzahnung zum Stift ermöglichen (*Ferrari & Scotti; Rimpler et al. 1982*).

Die Fertigungsmethoden der Stifte, d. h. die Oberflächenstruktur der Faserstränge sowie das Verhältnis von Matrix zum Faseranteil ergeben unterschiedliche Substanzeigenschaften. Die Adhäsion zum Kompositaufbau kann dadurch beeinflusst werden und zu unterschiedlichen Verbundwerten führen (*Galhano et al. 2005*).

4.2.1.3 Polymerisationsschrumpfung

Bei der Polymerisation kommt es aufgrund einer Kettenreaktion zur Bildung neuer kovalenter Kohlenstoff-Kohlenstoffbindungen des Komposits. Hier wird bei der Vernetzung der intermolekulare Abstand der Monomermoleküle von etwa $4 \cdot 10^{-10}$ m auf nur noch $1,9 \cdot 10^{-10}$ m post reactionem verkürzt (*Roulet 1987*).

Die Volumenschrumpfung kann bei ungefüllten Monomeren bis neun Prozent betragen, bei Kompositen liegt sie bei ein bis fünf Volumenprozent. Diese hat somit einen entscheidenden Einfluss auf den Haftverbund zur Kavitätenwand (*Feilzer et al. 1988*).

Das Verhältnis freier zu gebundener Oberfläche wird als C-Faktor beschrieben (*Feilzer et al. 1987*).

Wegen der großen Oberfläche der Wurzelstiftkavität ergibt sich bei schmaler Kompositfuge ein erhöhter C-Faktor. Da beim Aushärtungsprozess nach Erreichen der Gelphase kein Nachfließen von Material mehr möglich ist, führt die weitere Abbindekontraktion zu einer vermehrten Spannungsbildung (*Versluis et al. 1998*).

In vivo trifft bei der Lichtpolymerisation die Strahlung nur koronal auf eine kleine Fläche, da der größte Teil der Zahnwurzel in der lichtundurchlässigen Alveole steckt. Bei den hier durchgeführten Versuchsreihen erfolgte die Einbettung der Zahnwurzel in einem lichtdurchlässigen Methacrylat [Paladur®, Heraeus-Kulzer, D-Wehrheim]. Trotzdem ist eine nennenswerte Lichtpolymerisation wegen der opaken Wurzel unwahrscheinlich.

4.2.1.4 Segmentanalyse

Die Verbundfestigkeit wurde in drei Segmenten gemessen, die alle unter der Schmelz-Zement-Grenze lagen. Die Analyse der Messwerte des jeweiligen Wurzelkanal-segmentes zeigt eine unterschiedliche Streuung, und die Verbundfestigkeit vom koronalen bis zum apikalen Bereich zeigt nur geringfügige Unterschiede.

Nach statistischer Auswertung mit der Software SPSS zeigt sich im Friedman-Test nur eine asymptotische Signifikanz bei der Gruppe II (200µm+ENASEAL®) von $p < 0,01$ und Gruppe III (400µm) von $p < 0,05$.

Diese Ergebnisse können aber bei der Interpretation vollständig vernachlässigt werden, da sie so geringfügig ausfallen und somit bedeutungslos sind.

Bestätigt werden diese Resultate von *Aksornmuang et al. (2004)*, die ebenfalls keine Differenzen in der Haftkraft in den Kavitätenabschnitten feststellen konnten.

Zu abweichenden Aussagen kamen *Muniz et al. (2005)* mit erhöhten Haftwerten beim Durchstoßversuch im apikalen Segment nach chemischer Kanalspülung mit Natriumhypochlorid. Auch eine Veröffentlichung von *Kremeier et al. (2007)* schließt sich dieser These an.

Hingegen kommen *Perdigao et al. (2004)*, *Goracci et al. (2004)* sowie *Mallman et al. (2005)* zu einem kontroversen Ergebnis mit fallenden Verbundfestigkeiten im apikalen Bereich.

Eine einheitliche Aussage in dieser Frage muss von der weiteren Studienlage abhängig gemacht werden.

4.2.1.5 Schichtstärke

In der vorliegenden Arbeit sollte geklärt werden, ob ein Zusammenhang zwischen Haftfestigkeit und Schichtstärke des Befestigungskomposits hergestellt werden kann. Die Verbundfestigkeitswerte der Gruppen und Schichtstärken von 200µm und 400µm waren jedoch nicht signifikant voneinander verschieden. Die Arbeitshypothese wurde somit nicht bestätigt.

In bisherigen Veröffentlichungen wurden kontroverse Ergebnisse beobachtet *Kremeier et al. (2007)* fanden in ihren Untersuchungen meist höhere Adhäsionswerte bei geringerer Fugenbreite. *Perdigao et al. (2007)* und *Perez et al. (2006)* vertreten hingegen die These, dass sich mit zunehmender Schichtstärke die Verbundfestigkeit nicht messbar erhöht. Diese Aussage deckt sich mit den hier erzielten Messungen.

Diaz-Arnold et al. (1991) führten Versuchsreihen mit unterschiedlichen Schichtstärken (20µm – 200µm) von Befestigungskomposit durch und kamen zu dem eindeutigen Ergebnis, dass bei einer Dicke von 80µm der höchste Verbund zu verzeichnen ist.

Eine verbesserte Haftung bei geringeren Fugenbreiten könnte aber auch durch eine erhöhte Haftreibung der zu verbindenden Materialien aufgrund optimaler Primärpassung sein (*Goracci et al. 2005*).

4.2.2 Diskussion der zweiten Arbeitshypothese

4.2.2.1 ENAseal®

Bei ENAseal® handelt es sich um einen dentalen Versiegelungskunststoff mit einem Siedepunkt von 251°C, der ohne Zusatz organischer Lösungsmittel hergestellt wird. Werksseitig wird die Substanz als aktivatorhaltige Flüssigkeit aus Methacrylsäuremethylestern, wie 1,4-Butandiolmethacrylat und Di-Urethandimethacrylat, beschrieben. Laut Sicherheitsdatenblatt der Hersteller ist in Gegenwart von Radikalbildnern wie z.B. Peroxiden, reduzierenden Substanzen und Schwermetallionen eine Polymerisation unter Wärmeentwicklung möglich.

Vanini setzt ENAseal® bei Front- und Seitenzahnrestorationen ein, um eine gute Retention der mit Fermit® eingesetzten Provisorien zu erreichen. Ausreichende Versiegelung mit ENAseal® propagiert er besonders bei Präparationen, die ausschließlich im Schmelzbereich erfolgten (*Wagner NV 2006*).

Bei der hier durchgeführten Versuchsreihe war die Frage, ob eine zusätzliche Versiegelung der Kavität mit ENAseal[®] eine additive Wirkung und somit eine Erhöhung der Verbundfestigkeit zwischen Glasfaserstift und Wurzelentin mit sich bringt.

Die Auswertung der Ergebnisse hat gezeigt, dass ein zusätzliches Auftragen von ENAseal[®] zu keiner signifikanten Verbesserung der Haftung führt.

4.3 Schlussfolgerung

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass eine Erhöhung der Schichtstärke des dualhärtenden adhäsiven Befestigungskomposits keine signifikante Erhöhung der Verbundfestigkeit hervorruft. Die statistische Auswertung der Durchstoßergebnisse ergibt bei allen Segmenten (koronal, medial, apikal) klinisch nicht relevante Unterschiede in der Adhäsionskraft.

Die Anwendung eines Adhäsivsystems in Verbindung mit einem Sealer führt zu keiner Verbesserung der Haftung zum Wurzeldentin.

Diese experimentellen Resultate beziehen sich ausschließlich auf die hier verwendeten medizinischen Materialien: glasfaserverstärkter Wurzelkanalstift ENApost[®]; dualhärtendes Befestigungskomposit ENAcem[®] in Verbindung mit ENAbond[®] und dem in Gruppe II und IV ergänzend verwendeten Haftvermittler ENAseal[®].

5 Zusammenfassung

Langlebigkeit und hohe Qualitätsansprüche sind entscheidende Kriterien bei zahnmedizinischen Restaurationen.

Um stark kariöse oder frakturierte Zähne zu erhalten, ist das Einbringen von Wurzelkanalstiften ein aktueller Bestandteil der Endodontie. Die adhäsive Verankerung von faserverstärkten Kompositstiften stellt eine entsprechende Möglichkeit zu alternativen Stifttypen dar. Komposite selbst bauen keine Haftung zum Dentin auf, so dass eine Adhäsivschicht zur Kavitätenoberfläche hergestellt werden muss. Der Verbund des Befestigungskomposits zur Zahnhartsubstanz wird mittels Schmelz-Ätz-Technik (SÄT) und anschließendem Auftragen eines Primers und Bondings erreicht. Zusätzlich kann das Auftragen eines Haftvermittlers (ENASEAL[®]) erwogen werden.

Gegenstand der vorliegenden Studie war, die Haftfestigkeit in Abhängigkeit des verwendeten Adhäsivsystems sowie Schichtstärke des Befestigungskomposits zum Wurzelkavitätendentin zu ermitteln. Es wurden ein Glasfaserstift (ENAPost[®]), ein dualhärtendes Komposit (ENACEM[®]) sowie in zwei von vier Versuchsreihen ein Sealer (ENASEAL[®]) verarbeitet. Die Total-Etch-Technik wurde mit 36%iger Phosphorsäure (ENAEtch[®]) für 120 Sekunden durchgeführt. Die Wurzelkanalkavitäten wurden mit zwei unterschiedlich großen Durchmessern (ENAPost[®] drill) bei gleichbleibender Stifteingliederung aufbereitet, um verschieden starke Kompositschichten zu erreichen.

Um die Verbundfestigkeit zu bestimmen, wurden die Präparate in drei gleichstarke Scheiben geschnitten und anschließend im Durchstoßversuch bis zum Versagen belastet. Aus maximaler Last und Kavitätenmantelfläche wurde die Haftfestigkeit in MPa berechnet.

Anhand der vorliegenden Ergebnisse lässt sich zusammenfassend festhalten:

Bei dem Vergleich der verschiedenen Schichtstärken (200µm/400µm) zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Adhäsionskraft.

Auch das zusätzliche Auftragen eines Haftvermittlers (ENASEAL[®]) konnte zu keiner nennenswerten Verbesserung des Haftverbundes führen.

Sind das Befestigungskomposit, Adhäsiv- und Stiftsystem optimal aufeinander abgestimmt, bringt eine Verbreiterung der Haftschicht keine nachweisliche

Verbesserung der Klebekraft. Auch hat eine zusätzliche Sealerapplikation keinen entscheidenden Einfluss auf den Verbund.

6 Literaturverzeichnis

- Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 27: 275-278
- Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP (2003). Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 195: 43-48
- Baumann MA, Beer R (2008). Endodontologie, Bd. 7 Farbatlant der Zahnmedizin. 2. Aufl. Thieme. Stuttgart, New York
- Beech DR, Tyas MJ, Solomon A (1991). Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dent Mater* 7: 15-17
- Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G (2007) Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 23: 51-59
- Blunck U, Pohl M, Dieker A (1990). Einfluss des Extraktionszeitpunktes und der Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 639-642
- Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Paschley DH (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 19: 199-205
- Bowen RL, Marjenhoff WA (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 6: 44-49
- Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G (1986). The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 65: 648-653

-
- Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM (2006). Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 22: 818-823
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV (2007). Flexural strengths of fiber-reinforced composites polymerized with conventional light-curing and additional postcuring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132: 524-527
- Caughman WF, Chang DCN, Rueggeberg FA (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements on simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85: 479-484
- Chawla K (1998). Reinforcements – Glas Fibers In: Chawla. (Hrsg.): Composite materials. Science and engineering. Bd. 2. Springer-Verlag. New York: 6-71
- Chieffi N, Sadek F, Monticelli F, Goracci C, Grandini S, Davidson C, Tay FR, Ferrari M (2006). Effect of dentin adhesives used as sealers and provisional cementation on bond strength of a resin cement to dentin. *Am J Dent* 19: 91-95
- Christensen GJ (2001). Self-etching primers are here. *J Am Dent* 132, 1041-1043
- Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL (1994). Fracture strength of three different core materials in combination with three different endodontic posts. *Int J Prosthodont* 7: 178-182
- Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS (1992). Comparison of the retentive properties of four post systems. *J Prosthet Dent* 68: 264-268
- Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS (1996). Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent* 76: 487-495

-
- Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS (2000). Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. *J Oral Rehabil* 27: 83-92
- Davidson CL, de Gee AJ (1984). Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63: 146-148
- Davidson CL, Feilzer AJ (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25: 435-440
- Davy DT, Dilley GL, Krejei RF (1981). Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 60: 1301-1310
- deRijk WG (2000). Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 13: 19B-21B
- Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA (1991): The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent* 66: 614-618
- Duret B, Reynaud M, Duret F (1990a). A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2). *Chir Dent Fr* 60: 69-77
- Duret B Reynaud M Duret F (1990b). New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost(1) *Chir Dent Fr* 60: 131-141
- Eichner K, Kappert H (2000). In: Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. 7. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York
- Ernst C-P, Willershausen B (2003). Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 7: 30-40

-
- European Society of Endodontology (ESE) (1994). Consensus report on quality guidelines for endodontic treatment. *Int Endod J* 27: 115
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1988). Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 59: 297-300
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66: 1636-1639
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1989). Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68: 48-50
- Ferracane JL, Ferracane LL, Musanje L (2003). Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am J Dent* 16: 318-322
- Ferrari M, Scotti R (2004). In: fiber posts: characteristics and clinical applications. 1. Aufl. Masson, Milano
- Ferrari M, Scotti R (2002a). Final considerations. In: Ferrari M, Scotti R (Hrsg.): Fiber posts characteristics and clinical applications. Masson. Milano: 131-132
- Ferrari M, Scotti R (2002b). Classification of endodontic posts. In: Ferrari M, Scotti R (Hrsg.): Fiber posts characteristics and clinical applications. Masson. Milano: 7-14
- Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN (2000). Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 13: 9B-13B
- Finger WJ (1988). Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1 Spec No: 184-188
- Floyd CJE, Dickens SH (2006). Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 22: 1143-1149

- Galhano GA, Valandro LF, de Molo RM, Scotti R, Bottino MA (2005). Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based post. *J Endod* 31: 209-211
- Geurtsen W (1989). Aufbau und werkstoffkundliche Eigenschaften zahnärztlicher Komposite. In: Klinik der Kompositfüllung. Carl Hanser Verlag, München/Wien
- Giannini M, De Goes MF, Nikaido T, Shimada Y, Tagami J (2004). 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 Adh Dent* 6: 301-306
- Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli A, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M (2004). 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
- Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M (2005). The Contribution of Friction to the Dislocation Resistance of Bonded Fiber Posts. *JOE* 31: 608-612
- Guldener PHA, Langeland K (1982). Endodontologie. Thieme, Stuttgart
- Haller B, Blunck U (2003). Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 7: 48-58
- Haller B, Fritzenschaft A (1999). Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 225-230

-
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U (1993). Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9: 191-197
- Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 66: 187-192
- Heidemann D, Weigl P (2004). Stifte im Wurzelkanal – Warum? *Endodontie J*: 24-34
- Hellwig E, Klimek J, Attin T (1999). Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. Urban & Fischer München, Jena
- Hellwig E, Klimek J, Attin T (2003). Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Aufl. Urban & Fischer. München, Jena
- Hemmings KW, King PA, Setchell DJ (1991). Resistance to torsional forces of various post an core designs. *J Prosthet Dent* 66: 325-329
- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 28: 1022-1028
- Hülsmann M, Versümer J (1999). Die maschinelle Wuzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten – Eine Übersicht der aktuellen Literatur. Dtsch Zahnärztekalendar, Hanser-Verlag, München
- Inokoshi S, Willems G, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1993). Dual-cure luting composites. Part I: filler particle distribution. *J Oral Rehabil* : 133-146
- Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 19: 206-211

-
- Irie M, Hatanaka K, Suzuki K, Watts DC (2006). Immediate versus water-storage performance of class V flowable composite restoratives. *Dent Mater* 22: 875-883
- Jorgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E (1985). Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 93: 276-279
- Kampe MT (2005). Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit. Inaug. Med. Dissertation Universität Freiburg
- Kielbassa AM, Wrbas K-T, Dornfeld T, Hellwig E (1997). Untersuchungen zur zeitabhängigen Haftung moderner Füllungswerkstoffe auf perfundiertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 119-123
- Kim KH, Ong JL, Okuno O (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 87: 642-649
- Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent* 27: 383-389
- Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13 (special issue), 60D-76D
- Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N, (2007). Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater* 24: 660-666
- Kullmann W (1989). Untersuchungen zum Verlauf der Polymerisationskontraktion von selbst- und lighthärtenden Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 44: 711-713

-
- Lauer HC, Ottl P, Haibach O (1996). Die prothetische Versorgung des avitalen Zahnes. *Zahnarzt Magazin* 11: 15
- Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T (1983). Komposits--Klassifikation und Wertung. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 93: 914-929
- Malferrari S, Monaco C (2002). Composition, microstructure and morphology of the posts. In: Ferrari M, Scotti R (Hrsg.): Fiber posts characteristics and clinical applications. Masson. Milano
- Malferrari S, Monaco C, Scotti R (2003). Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin post. *Int J Prosthodont* 16: 39-44
- Mannocci F, Ferrari M, Watson TF (1999). Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1: 153-158
- Marx R, Haass C (1992). Zug- oder Schertest – welcher Test ist für den Verbund von Metall/Kunststoff aussagekräftiger? *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 165-168
- Marx R, Meiners H (2001). In: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Aufl. Deutscher Zahnärzterverlag, Köln, München
- Mentink AG, Creugers NH, Meeuwissen R, Leempoel PJB, Käyser AF (1993). Clinical performance of different post and core systems- results of a pilot study. *J Oral Rehabil* 20: 577-584
- Monticelli F, Goracci C, Grandini S, Garcia- Godoy F, Ferrari M (2005). Scanning electron microscopic evaluation of fiber post-resin core units built up with different resin composites. *Am J Dent* 18: 61-65
- Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M (2003). Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 16: 593-596

-
- Muniz L, Mathias P (2005). The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions. *Oper Dent* 30: 533-539
- Nakabayashi N, Nakamura M and Yasuda N (1991). Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3: 1333-1338
- Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R (2004). Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20: 579-585
- Patyk A, Friedrich M, Attin T (2005). Untersuchungen des Lichttransfers von Glasfaserstiften und der daraus resultierenden Polymerisation des Befestigungskomposits. *Dtsch Zahnärztl Z* 60: 253-257
- Perdigao J, Gomes G, Augusto V (2007). The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosth* 16: 154-164
- Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, Bottino MA (2006). Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont* 19: 606-609
- Pioch T, Kobaslija S, Schagen B, Gotz H (1999). Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. *J Adhes Dent* 1: 135-142
- Planck H (1993). In: Kunststoffe und Elastomere in der Medizin. 1. Aufl. Kohlhammer, Stuttgart, Berlin, Köln
- Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F (2007). Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 23: 1129-1135

-
- Poskus LT, Sgura R, Paragó FEM, Silva EM, Guimarães JGA (2010). Influence of post pattern and resin cement curing mode on the retention of glass fibre posts. *Int Endo J* 43: 306-311
- Qualtrough AJ, Mannocci F (2003). Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 28: 86-91
- Rimpler M, Holland-Moritz R, Giebel G, Depping M (1982). Klebungen in der Mundhöhle. *Dtsch Zahnärztl Z* 37: 839-844
- Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G (2000). Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 27: 595-601
- Roulet, J.F. (1987). Degradation of dental polymers. Karger Verlag München
- Rueggeberg FA, Caughman WF (1993). The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 18: 48-55
- dos Santos GO, da Silva AH, Guimarães JG, Barcellos Ade A, Sampaio EM, da Silva EM (2007). Analysis of gap formation at tooth-composite resin interface: effect of C-factor and light-curing protocol. *J Appl Oral Sci.* 15: 270-274
- Schäfer E (1998). Wurzelkanalinstrumente für den manuellen Einsatz: Schneidleistung und Formgebung gekrümmter Kanalabschnitte. Quintessenz-Verlag, Berlin
- Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W (2000). 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
- Schröder HE (1976). Orale Strukturbiologie. Georg Thieme Verlag

-
- Schwartz RS, Robbins JW (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 30: 289-301
- Simon MH-P, Strub JR (1995). Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz* 46: 1085-1101
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM (1999). 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
- Spili P, Parashos P, Messer HH (2005). The Impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod* 31: 845-850
- Stellungnahme der DGZ/DGZMK (2005). Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. *Dtsch Zahnärztl Z* 60: 421-424
- Strub J, Türp J, Witkowski S, Hürzeler M, Kern M (1999). Präprothetische Vorbehandlung, Phase I. In: Curriculum Prothetik. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin: 263-283
- Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH (2005). Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 31: 584-589
- Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 43: 305-311
- Tronstad L (1991). Clinical endodontics. Thieme, Stuttgart
- Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994). Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 73, 1690-1702

- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P and Vanherle G (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71: 1530-1540
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1998). Dental composites always shrink towards the light? *J Dent Res* 77: 1435-1445
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Proshet Dent* 83: 412-417
- Vougiouklakis G, Smith DC (1980). Some mechanical properties of composite restorative materials. *J Can Dent Assoc* 46: 504-512
- Wagner NV (2006). Front- und Seitenzahnrestaurationen. Wie Dr. Vanini die perfekt meistert...Teil 3. *Dental Tribune German Edition* 23. 2-5
- Wegmann U, Darwish M, Nolden R (1983). In-vitro studies of the surface structures of various composite filling materials. *ZWR* 92: 32-36
- Wesselink PR (1995). Die Wurzelkanalfüllung (I). *Endodontie* 4: 181-186
- Wu M-K, De Gee AJ, Wesselink PR (1994). Leakage of four root canal sealers at different thickness. *Int Endod J* 27: 304-308
- Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M (1996). Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *J Prosthet Dent* 75: 254-261

7 Anhang

Herstellerverzeichnis

Glasfaserstift	ENAPost [®] , ø 1,45 – 1,25, Micerium, Avegno, Italy
Befestigungskomposit	ENAcem [®] , Micerium, Avegno, Italy
Haftvermittler	ENAbond [®] , Micerium, Avegno, Italy ENAbond [®] Katalysator, Micerium, Avegno, Italy ENaseal [®] , Micerium, Avegno, Italy ENAetch [®] , Micerium, Avegno, Italy
Lagerungsmedium	Chloramin T, Synopharm [®] , Barsbüttel, Germany
Diamantschleifer	Fig. 016, Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Germany
Aufbereitungsinstrumente	Exstirpationsnadel ISO 15, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse K-Feile ISO 15, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse Gates-Glidden-Bohrer Gr. II & III, NiTi-Feilen, ProTaper, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse ENAPost [®] Drill, ø 0,8 – 1,25mm, Micerium, Avegno, Italy ENAPost [®] Drill, ø 1,0 – 1,45mm, Micerium, Avegno, Italy ENAPost [®] Drill, ø 1,2 – 1,65mm, Micerium, Avegno, Italy
Innenlochsäge	Typ 025-097.052 No. 180, Leitz GmbH, Wetzlar, Germany
Mikrometerschraube	#156-105, Mitutoyo, Neuss, Germany

Auflichtmikroskop	LaborLux 12 MES, Typ 020-508.030, Leitz GmbH, Wetzlar, Germany
Universal-Prüfmaschine	UPM 1445, Typ 7074.156, Zwisck, Ulm-Einsingen, Germany
Software	Zwick-PC-Software-System Z 7010 Vers.5.18 Statistik- und Analyseprogramm SPSS 12.0
Standbohrmaschine	Metabo TG, Metabowerke Nürtingen, Germany
Einbettkunststoff	Paladur [®] , Hereaus-Kulzer, Wehrheim, Germany
Polymerisationslampe	Elipar Freelight, 3M Espe, Germany
Endomotor	x-smart, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse
Sockelteller	Anfertigung, Aluminium, vgl. Abbildung 3.4
Messinghülsen	Anfertigung, Messing, vgl. Abbildung 3.2
Zentrierhilfe	Anfertigung, V2A Edelstahl, vgl. Abbildung 3.1
Einbettform	Anfertigung, Teflon, vgl. Abbildung 3.5
Einbettmaschine	Anfertigung, vgl. Abbildung 3.6

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber danke ich für die Überlassung des Themas.

Herrn Priv.-Doz. OA Dr. med. dent. N. Hofmann war zu jeder Zeit ein bereitwilliger Ansprechpartner, der mich während der Arbeit mit fachlichem Rat angeregt und unterstützt hat. Ich fühle mich ihm gegenüber zu besonderem Dank verpflichtet.

Dank und Anerkennung auch an Frau Dr. med. dent. K. Kremer für die wissenschaftlichen Informationen, sowie die stetige Unterstützung bei der Entstehung der Arbeit.

Ohne die niedergelassenen Zahnärztinnen und Zahnärzte wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen, denn nur durch die Bereitstellung der oberen Frontzähne konnten die Versuchsreihen durchgeführt werden. Ihnen gilt besonderen Dank.

Vielen Dank auch meinen Eltern für die langjährige materielle und ideelle Unterstützung.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Heiko Döring
geboren	20. August 1978 in Lauterbach
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	verheiratet
Eltern	Dr. Jörg Döring, Arzt Frauke Döring, Kinderkrankenschwester

Schulbildung

1985 – 1989	Astrid-Lindgren-Schule, Grebenau
1989 – 1998	Albert-Schweitzer-Gymnasium, Alsfeld
1998	Allgemeine Hochschulreife

Grundwehrdienst

1998 – 1999	Grundwehrdienst, Hessisch-Lichtenau
-------------	-------------------------------------

Ausbildung

1999 – 2002	Ausbildung zum Zahntechniker, Labor Weiss GmbH in Hauneck-Unterhaun
2002	Gesellenprüfung zum Zahntechniker

Studium

2002 – 2007	Studium der Zahnmedizin an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg
2005	Zahnärztliche Vorprüfung
2007	Zahnärztliche Prüfung

Niederaula, 06.03.2014

Heiko Döring