

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde
(Direktor: Univ.-Professor Dr. Matthias Hannig)
Kliniken für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Rasterelektronenmikroskopische Analyse des adhäsiven Verbundes
konfektionierter zahnfarbener Wurzelstifte
in formkongruenten und übergroßen Wurzelkanälen**

Dissertation zur
Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2008

vorgelegt von: Melanie Thoma
geb. am: 22. Mai 1973 in Kassel

Dekan: Prof. Dr. M. D. Menger

1. Gutachter: Prof. Dr. M. Hannig

Promotionsjahr: 2008

Für meine Oma

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	6
2 Einleitung	8
2.1 Stiftaufbauten zur Restauration avitaler Zähne	9
2.2 Stifte	11
2.2.1 Stiftmaterialien	11
2.2.2 Stiftdesign und Retention	15
2.3 Zemente	19
2.3.1 Zemente auf Säurebasis	19
2.3.2 Zemente auf Kunststoffbasis	20
2.4 Die Dentinhaftung	23
2.4.1 Konditionierung	23
2.4.2 Primer	24
2.4.3 Adhäsiv	25
2.5 Verschiedene Systeme zur Dentinhaftvermittlung	25
2.5.1 "Etch-and-rinse" Adhäsive	26
2.5.2 Selbstkonditionierende Adhäsive	27
2.6 Zielsetzung	28
3 Material und Methode	30
3.1 Zahnmaterial	30
3.2 Stiftmaterial	30
3.3 Befestigungsmaterial	32
3.4 Versuchsgruppen	36
3.5 Versuchsablauf	37
3.5.1 Versuchsschritte im Einzelnen	38
3.6 Quantitative Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM)	44
3.7 Statistische Auswertung	45
4 Ergebnisse	46
4.1 Deskriptive Statistik	46
4.2 Randspaltbildung in Abhängigkeit von der Kanalgröße	50
4.3 Randspaltbildung in Abhängigkeit von den Schnitthöhen	51
4.3.1 Randspaltbildung in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten	52
4.3.2 Randspaltbildung in den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten	53
4.4 Randspaltbildung in Abhängigkeit von den Materialkombinationen	54

4.4.1 Randspaltbildung bei Verwendung von Panavia® 21	54
4.4.2 Randspaltbildung bei Verwendung von Variolink® II.....	56
4.4.3 Randspaltbildung bei Verwendung von Tetric® Ceram und Tetric® Flow in Kombination mit dem Stiftsystem Luscent Anchor™	58
5 Diskussion	60
5.1 Methodische Fragen	60
5.1.1 Bovines versus humanes Zahnmaterial	60
5.1.2 Materiallagerung und Wurzelkanalbohrung.....	61
5.1.3 Setzen der Stifte	62
5.1.4 Aushärtung	62
5.1.5 Thermocycling	63
5.1.6 Schneiden der Proben.....	64
5.1.7 Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop	65
5.2 Diskussion der Ergebnisse	66
5.3 Schlussfolgerung	75
6 Literaturverzeichnis.....	76
7 Danksagung	94
8 Lebenslauf	95

1 Zusammenfassung

Mit der Einführung stetig verbesserter Adhäsiv- und Kompositsysteme sind verschiedene neue Therapiemöglichkeiten für den Aufbau endodontisch behandelter Zähne entwickelt worden. Kunststoffzemente sollen in Kombination mit modernen adhäsiv zementierten Wurzelkanalstiften eine höhere Retentionskraft und verbesserte mechanische Eigenschaften garantieren und zudem zu einer initialen Stabilisierung einer geschwächten Wurzel führen.

Ziel unserer Studie war es, die Qualität des Verbundes moderner Wurzelkanalstifte mit unterschiedlichen Befestigungskompositen in formkongruenten und übergroßen Wurzelstiftkavitäten zu untersuchen. Betrachtet wurde hierbei der Verbund an der Grenzfläche Dentin/Befestigungskomposit und der Verbund an der Grenzfläche Stift/Befestigungskomposit. Verwendet wurden die Stifte DentinPost® (glasfaserverstärktes Komposit), CeraPost® (Zirkonoxidkeramik) und Luscent Anchor™ (Polyester mit Quarzglasfibern). Als Befestigungskomposit dienten Panavia® 21 (chemisch härtend) mit ED-Primer®, Variolink® II (dual härtend) mit Excite® DSC, sowie Tetric® Ceram und Tetric® Flow (lichthärtend) mit Excite® DSC. Es erfolgte ein adhäsives Zementieren der Wurzelkanalstifte in formkongruente und übergroße (3 mm Durchmesser), jeweils 10 mm tiefe, artifizielle Wurzelkanäle an Rinderzähnen. Nach einer Thermowechselbelastung wurden die Proben in 1 mm, 5 mm und 9 mm Höhe unterhalb des zervikalen Randes mit einer Bandsäge horizontal geschnitten. Anhand von Replikas der polierten Schnittpräparate wurde im Rasterelektronenmikroskop (200-/500-fache Vergrößerung) der prozentuale Anteil von Spalten zwischen Befestigungskomposit und Dentin, sowie zwischen Befestigungskomposit und Stift ermittelt.

Die Größe der Wurzelstiftkavität hat an der Grenzfläche zum Dentin ganz entscheidenden Einfluss auf die Randspaltbildung, während sich an der Grenzfläche zum Stift kein signifikanter Einfluss beobachten lässt. Die Schnitthöhe hat in der Gruppe der übergroßen Wurzelstiftkavitäten an der Grenzfläche zum Stift keinen signifikanten Einfluss. In der Gruppe der formkongruenten Kavitäten ist an beiden Grenzflächen sowohl auf dem 1 mm-Level als auch dem 5 mm-Level mit einem jeweiligen Median von 0 % Randspalt ein stabiler, adhäsiver Verbund zu erwarten. Der Befestigungskomposit und das Stiftsystem haben signifikanten Einfluss auf die Randspaltbildung. Bei den verschiedenen Stift-/Materialkombinationen zeigt in der Gruppe der formkongruenten Kavitäten die Kombination Luscent Anchor™ mit Tetric® Flow, Tetric® Ceram und Variolink® II, sowie der DentinPost® mit Variolink® II an beiden Grenzflächen sehr ansprechende Ergebnisse.

Summary

With the introduction of constantly improving adhesive and composite systems, new therapeutic options have been developed for the reconstruction of endodontically treated teeth. Resin cements in combination with adhesively luted root canal posts should guarantee stronger retention and better mechanical properties and, moreover, lead to initial stabilization of a weakened root.

The aim of present study was to investigate the quality of the interfacial adaptation and adhesive bonding of modern root canal posts inserted with different luting agents in shape-congruent and oversized root post cavities. For this purpose, the adhesive bonding at the dentin-luting agent interface as well as at the post-luting agent interface was examined by SEM. The posts used in this study were DentinPost® (glass fibre reinforced composite), CeraPost® (zirconium-oxide ceramic) and Luscent Anchor™ (polyester with quartz glass fibre). The luting agents used were Panavia® 21 (chemical curing) with ED-Primer®, Variolink® II (dual curing) with Excite® DSC, and Tetric® Ceram and Tetric® Flow (light curing) with Excite® DSC. Adhesive luting of root canal posts was performed in shape-congruent or oversized (3 mm diameter) and 10 mm deep artificial root canals in bovine teeth. After thermocycling, the specimens were cut horizontally under the cervical edge at levels of 1 mm, 5 mm and 9 mm using a band saw. The percentage of gap formation between luting agent and dentin, and between luting agent and post, was determined by SEM analysis (200x/500x magnification) using replicas of the polished sections.

The results indicate that the size of the root canal cavity had a decisive influence on gap formation at the interface between dentin and luting agent, whilst on the post-luting agent interface no significant influence was observed. The cutting level had no significant influence in the oversized root post cavity groups on the post's interfacial adaptation. In the shape-congruent cavity groups a stable, adhesive bonding/adaptation could be expected on both interfaces, on the 1-mm level as well as the 5-mm level, with a median value of 0 %. The luting composites or the post systems had no significant influence on the formation of interfacial gaps. With regard to the different combinations of posts and materials in the shape-congruent cavity groups, the Luscent Anchor™ in combination with Tetric® Flow, Tetric® Ceram or Variolink® II, and DentinPost® in combination with Variolink® II revealed good results at both interfaces.

2 Einleitung

Pulpatote, stark zerstörte Zähne, die endodontisch behandelt wurden, können mit Hilfe von Wurzelstiften restauriert werden (Lauer et al. 1983). Diese Stifte sollen in erster Linie der besseren Retention der koronalen Restauration dienen. Schon um 1800 wurden im menschlichen Gebiss die ersten Restaurationen mit Wurzelstiften aus Holz oder Metall im Wurzelkanal verankert. Seither ist das Setzen von Wurzelkanalstiften eine etablierte Methode zur postendodontischen Versorgung. 1985 zeigten Sorensen und Martinoff in einer klinischen Studie eine hohe Misserfolgsrate von Zähnen, welche in Folge von Wurzelkanalfüllungen mit Stiftaufbauten versorgt wurden. Hauptgründe für diese Misserfolge können neben dem Retentionsverlust vertikale Wurzelfrakturen und Perforationen sein, die bei der Präparation der Stiftkavität verursacht werden. Außerdem kann es beim Verlust der Versiegelung zu einer Reinfektion des Wurzelkanalsystems kommen.

Wurzelstifte sind auch entgegen früherer Annahmen nicht in der Lage, die Festigkeit endodontisch behandelter Zähne zu steigern (Attin et al. 1994, Leary et al. 1987, Guzy et al. 1979). Durch vorausgegangene kariöse oder traumabedingte Destruktionen sind die Zähne bereits deutlich geschwächt. Zusätzlich resultiert eine weitere Schwächung durch zahnhartsubstanzabtragende Maßnahmen, wie z.B. der Verlust des Pulpadaches im Zuge der endodontischen Behandlung oder die Präparation der Wurzelstiftkavität (Sidoli et al. 1997, Trope et al. 1985). Daher gilt es, die Indikationsstellung für einen Wurzelkanalstift, sowie dessen Dimensionierung sorgfältig abzuwägen. Besonders große intraradikuläre Defekte und somit eine besonders starke Schwächung der zu restaurierenden Wurzel, findet man z.B. nach Revisionsbehandlungen oder bei Zähnen, die im jugendlichen Alter bereits wurzelbehandelt werden mussten. Bei diesen Zähnen ist die Kavität der Wurzel häufig so groß, dass für die konfektionierten Wurzelstifte keine formkongruente Bohrung mehr angelegt werden kann. In diesen Fällen bedeutet dies, dass die verbleibenden Wurzelentwände relativ dünn und somit nicht gut für die Aufnahme einwirkender Kräfte geeignet sind. Dennoch können diese Zähne heutzutage mit einer Art „internem Wurzelbau“ aus Komposit und Wurzelstift wieder aufgebaut werden, da mit der Entwicklung moderner Komposite und Stiftsysteme inzwischen gute Verbundmöglichkeiten gegeben sind (Hagge et al. 2002, Signore 2001, Bream et al. 1986, Goldmann et al. 1984).

Dies möchte man sich heute für eine bessere Gesamtstabilität und Kraftverteilung im Stift-Zahn-Verbund zu Nutze machen.

2.1 Stiftaufbauten zur Restauration avitaler Zähne

Für Stifrestaurationen werden drei Herstellungsverfahren unterschieden: individuell angefertigte, semikonfektionierte und konfektionierte Stiftaufbauten (Strub et al. 1998). Im Gegensatz zu den individuell angefertigten Aufbauten muss die Präparation der Wurzelstiftkavität bei den semikonfektionierten und konfektionierten Aufbauten mit normierten Instrumenten erfolgen, um danach in die so präparierte Kavität den konfektionierten Stift passgenau einzusetzen.

Individueller Stiftaufbau

Dieses Stiftaufbausystem hat eine möglichst genaue Passung zwischen hergestelltem Stift und der individuell präparierten Kanalwand zum Ziel (Nolden 1985). Es ist indiziert, wenn die Zähne bereits relativ große Wurzelkanäle besitzen. Die Stiftpräparation sollte leicht konisch und frei von jeglichen unterschneidenden Stellen sein, um ein leichtes Einbringen und einen spannungsfreien Sitz des Stiftes zu ermöglichen (Baraban 1988). Herstellungsbedingt bestehen Stift und Aufbau aus demselben Material, meist einer Gold- oder Silber-Palladium-Legierung.

Ein individueller Stiftaufbau kann im direkten oder indirekten Verfahren hergestellt werden (Strub et al. 1998).

a) Direkte Methode

Nach der Durchführung der Zahn- und Stiftpräparation wird sowohl der Kanal, als auch der präparierte Zahn mit Vaseline sorgfältig isoliert und ein Acrylkunststoff in den Kanal eingebracht. Anschließend wird durch schichtweises Auftragen des Kunststoffes der Aufbau modelliert. Dieser wird nach Aushärtung des Kunststoffes im Mund mit rotierenden Instrumenten ausgearbeitet, um anschließend im zahntechnischen Labor in einem Stück gegossen zu werden.

b) Indirekte Methode

Bei dem indirekten Verfahren werden Kanallumen und Zahnpräparation möglichst originalgetreu abgeformt. Das Abformmaterial kann mittels einer Applikationsspritze oder eines Lentulos in das präparierte Kanallumen eingebracht werden, um die interne Morphologie des Kanals darzustellen. Der Stiftaufbau wird dann über ein Sägeschnittmodell im Labor hergestellt, indem er aufgewachst, dann eingebettet und folglich gegossen wird. Der Vorteil dieser indirekten Methode ist die Zeitersparnis am Stuhl.

Semikonfektionierter Stiftaufbau

Semikonfektionierte Stiftaufbauten bestehen aus genormten Wurzelkanalstiften, die entweder aus Metall, Keramik oder faserverstärktem Komposit bestehen.

Der Stumpfaufbau kann an den genormten Stift angegossen oder aus plastischem Material, z.B. Komposit, adhäsiv befestigt werden.

a) Angegossener Aufbau

Dieser Stiftkernaufbau kann durch die Verwendung eines konfektionierten, hochgoldhaltigen Stiftes, an den ein hochgoldhaltiger Kernaufbau angegossen wird, hergestellt werden. Auch hier gibt es die direkte und indirekte Herstellungsmethode.

Bei der direkten Methode wird der angussfähige Stift in das Kanallumen eingesetzt (nicht zementiert) und der Kernaufbau mit Autopolymerisat im Mund modelliert. Nach erfolgter Aushärtung und Ausarbeitung wird der Stiftkernaufbau zur Überführung in Metall dem Zahntechniker übergeben.

Bei der indirekten Methode wird der in das Kanallumen ebenfalls eingesetzte Stift mittels einer Silikonabformmasse abgeformt. Über ein im Labor hergestelltes Sägeschnittmodell wird dann der Aufbau an den Stift modelliert und anschließend in Metall überführt.

b) Plastischer Aufbau

Bei diesem Verfahren wird nach Zementierung eines Stiftes der Zahn mittels Komposit direkt im Mund wieder aufgebaut. Bevor jedoch mit dem Aufbau begonnen wird, empfiehlt es sich, den Teil des Stiftes, der mit dem Kunststoff in Kontakt kommt, z.B. mit dem Rocatec® – Verfahren (Espe, Seewald, Germany) zu silikatisieren. Da bei diesem Verfahren Metall-, Kunststoff- und Keramikoberflächen mit einer Silikatschicht belegt werden, kann ein besserer Verbund zum Kunststoff des Aufbaus hergestellt werden.

Jung et al. (2007) verglichen in einer erst kürzlich veröffentlichten, klinischen Studie 41 gegossene Stiftkernaufbauten mit 31 direkten Stiftaufbauten aus Komposit über einen Zeitraum von 5-10 Jahren. Die gegossenen Stiftkernaufbauten waren hauptsächlich im Frontzahnbereich platziert, die direkten Stiftaufbauten in erster Linie im Seitenzahnbereich. Alle Zähne waren festsitzend versorgt. Nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 8,56 Jahren konnte für die gegossenen Stiftkernaufbauten eine kumulative Überlebensrate von 90,2 % ermittelt werden, für die direkten Stiftaufbauten eine Überlebensrate von 93,5 %. Ein signifikanter Unterschied in Bezug auf Überlebensdauer und Komplikationsrate wurde demzufolge nicht festgestellt.

Konfektionierter Stiftaufbau

Die konfektionierten Stiftaufbausysteme verfügen über genormte Wurzelkanalstifte und genormte, vorgefertigte Stumpfaufbauten, welche je nach verwendetem Material und dessen Herstellerangaben zementiert werden. Der Nachteil dieser Systeme besteht in dem sehr zeitaufwändigen Zurechtschleifen des Stumpfaufbaus.

2.2 Stifte

Entsprechend des gewählten Stiftsystems verwendet man heutzutage Stifte aus:

- Metall
- Keramik
- faserverstärktem Kunststoff

2.2.1 Stiftmaterialien

Eine weitere Grundeinteilung kann man folglich nicht nur nach Form und Herstellung der Stifte treffen, sondern auch nach den Materialien. Bei den Materialien der ersten Stiftkonstruktionen handelte es sich um Gold und Silber. Analog wurde auch Holz als Material für Stiftrestaurationen von koronal zerstörten Zähnen verarbeitet. Als besonders günstig bei diesem Werkstoff erwies sich das Quellverhalten nach Wasseraufnahme, da dies zu einer besseren Retention im Wurzelkanal führen sollte. Verbunden war damit jedoch ein deutlicher Druckanstieg auf das umliegende Gewebe.

Heutzutage stellt man an die verwendeten Werkstoffe, sowohl in chemischer als auch physikalischer Hinsicht, außerordentlich hohe Anforderungen für die Verweildauer in der Mundhöhle (Wirz 1987). Das Stiftmaterial muss korrosionsbeständig und bioinert in Kontakt mit Geweben sein, darüber hinaus wird eine hohe Bruch- und Biegefestigkeit verlangt (Lauer 1994).

Metallische Stifte

Metallische Stifte bestehen heute z.B. aus Titan-, Edelmetall- oder Nichtedelmetalllegierungen und können für alle o.g. Herstellungsverfahren verwendet werden. So kann z.B. der Stumpfaufbau im Sinne eines halbkonfektionierten Aufbaus angegossen oder aus Komposit bestehend adhäsiv am Stift befestigt werden. Eingegliedert werden diese so hergestellten Stiftaufbauten konventionell mit Befestigungszement oder adhäsiv mit einem Befestigungskomposit.

Im Gegensatz zum natürlichen Zahn besitzen metallische Stifte jedoch keine Transluzenz und blocken das durchscheinende Licht ab. Dadurch scheinen das Metall selbst oder entstandene Korrosionsprodukte oftmals dunkel durch die Wurzel bzw. die koronale Restauration, was bedeutet, dass höchste ästhetische Anforderungen, wie sie heutzutage z.B. mit vollkeramischen Kronen erreicht werden, bei der Verwendung metallischer Stiftaufbauten nur selten erfüllt werden können. Ebenfalls nachteilig ist das hohe Elastizitätsmodul (ca. 110 GPa) der verwendeten Metalle, es unterscheidet sich stark von dem des umgebenden Dentins (ca. 19 GPa). So werden Kräfte, welche auf die Restauration treffen, direkt an das ohnehin durch die Präparation ausgedünnte Dentin weitergeleitet und es steigt das Risiko einer Wurzelfraktur (Galhano et al. 2005, Boschian et al. 2003, Qualtrough und Mannocci 2003, Signore et al. 2001, Torbjorner et al. 1996).

Keramische Stifte

Nachdem die synthetische Glaskeramik in den 80er Jahren weltweit Verbreitung gefunden hatte, berichteten Kwiatkowski und Geller erstmals 1989 über den Einsatz dieser Keramik als Stiftaufbaumaterial. 1999 wurden die ersten Aluminiumoxidkeramikstifte von Koutayas und Kern (1999) vorgestellt und seit 1995 etablieren sich auch Zirkoniumoxidstifte auf dem Markt (Meyenberg et al 1995, Pissis 1995).

Aufgrund ihrer Transluzenz und hellen Eigenfarbe sind diese Stifmaterialien im Gegensatz zu den o.g. metallischen Materialien für ästhetisch anspruchsvolle Restaurationen besser geeignet (Kunzelmann et al. 2006, Michalakis et al. 2004, Martelli 2000) und es bestehen Vorteile in Bezug auf ihre Biokompatibilität (Edelhoff und Spiekermann 2003, Butz et al. 2001, Carossa et al. 2001, Strub et al. 2001, Dietschi et al. 1997).

Aber auch hier besteht, wie bei den metallischen Stiften, der Nachteil in einem sehr hohen Elastizitätsmodul (ca. 200 GPa), was ebenfalls das Risiko einer Wurzelfraktur erhöht. Zudem sind die Wurzelkanalstifte aus Zirkonoxidkeramik nicht wieder entfernbar.

Um einen besseren Verbund zwischen Stift und Befestigungskomposit herzustellen, gibt es verschiedene Möglichkeiten der Keramikconditionierung. So lassen sich dicht gesinterte Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken zwar nicht anätzen, können aber durch Sandstrahlen (50 µm Aluminiumoxidkörnung) mechanisch aufgeraut werden (Kern 2006, Zitzmann et al. 1999, Neiva et al. 1998). Das Abstrahlen mit Aluminiumoxid ist jedoch in jüngster Zeit in die Kritik geraten, da es in Verdacht steht, durch Oberflächendefekte die Rissausbreitung zu begünstigen und damit eventuell die Haltbarkeit zu minimieren (Klink 2006).

Bei den übrigen Keramiksyste men können folgende Haftmechanismen zum Tragen kommen: entweder eine mechanische Retention durch Anätzen, Sandstrahlen oder Beschleifen der Keramik oder ein chemischer Verbund durch Silanisierung. Möglich ist auch eine Kombination beider Prinzipien (Dumfahrt und Schäffer 1989).

Das Anätzen der Keramik mittels 2-5 %-iger Flusssäure oder 10 %-igem Ammoniumhydrogenfluorid führt zur partiellen Löslichkeit der nicht-kristallinen Phase der Keramiken. Viele Keramiken haben entsprechend ihrer Materialzusammensetzung ein charakteristisches, mikroretentives Ätzmuster (Schäffer et al. 1989). Das retentive Muster der Keramikoberfläche ist von der Säurekonzentration und der Ätzdauer abhängig (Stangel et al. 1987). Entsprechend sollte für die unterschiedlichen Keramiken diejenige Ätzlösung verwendet werden, bei der ein möglichst geringer Substanzabtrag und ein gutes retentives Ätzmuster erreicht werden kann (Schäffer et al. 1989).

Während das Sandstrahlen bzw. Beschleifen der Keramik zwar zu einer rauhen Oberfläche führt, kommt es jedoch nicht wie beim Ätzen zur Ausbildung mikroskopischer Unterschnitte. Zusätzlich führen diese beiden Methoden zu einem eher unkontrollierten Keramikabtrag (Roulet et al. 1995).

Ein chemischer Verbund zwischen Befestigungskomposit und mechanisch konditionierter Oberfläche der Keramik wird durch das Auftragen eines Haftsilans erreicht. Das Silan geht sowohl mit der Keramik (hydrophiler Anteil), als auch mit dem Befestigungskomposit (hydrophober Anteil) eine Bindung ein (Hellwig et al. 1999). In zahlreichen Veröffentlichungen wurde gezeigt, dass durch das Anätzen der Keramik in Kombination mit der Silanisierung der Restaurationsoberfläche eine Verbesserung des Komposit-Keramik-Verbundes erreicht werden konnte (Jardel et al. 1999, Kamada et al. 1998, Shahverdi et al. 1998, Groten und Pröbster 1997, Kern und Thompson 1994).

Faserverstärkte Stifte

Das Prinzip dieser seit 1988 auf dem Markt befindlichen Stifte besteht darin, parallele Fasern mittels einer Kunststoffmatrix miteinander zu verkleben. Als Fasermaterialien dienen Karbon und Silikat (Bateman et al. 2003). Laut Herstellerangaben werden die durchschnittlich 8 µm dicken Fasern während des Herstellungsprozesses silanisiert, um eine chemische Verbindung mit der umgebenden Kunststoffmatrix eingehen zu können. Bei den meisten Produkten ähnelt diese Kunststoffmatrix in ihrem chemischen Aufbau der Matrix, die die Grundlage jener Komposite bildet, die auch zum adhäsiven Befestigen der Stifte verwendet werden (Asmussen et al. 1999). Die Stifte verfügen ebenfalls über eine gute Biokompatibilität und besitzen aufgrund ihrer Werkstoffeigenschaften, im Gegensatz zu metallischen oder keramischen Stiften, ein dentinähnliches Verhalten (Schwartz und Robbins 2004, Bateman et al. 2003, Asmussen et al. 1999). Folglich kann durch den adhäsiven Verbund des Stiftes mit dem Zahn eine biomechanische Einheit geschaffen werden.

Unterschieden werden zwei Arten faserverstärkter Stifte:

- a) Karbonfaserstifte
- b) Glasfaserstifte

a) Karbonfaserstifte

Die Stifte enthalten Karbonfasern, die in eine Epoxidharzmatrix eingelagert sind (Mannocci et al. 1999). Das Elastizitätsmodul ähnelt mit ca. 14 GPa dem des Dentins und die Biegefestigkeit senkrecht zum Faserverlauf ist größer als bei Titan oder Goldlegierungen (Pegoretti et al. 2002). Ein Korrosionsrisiko wie bei metallischen Stiften besteht nicht. Es sind auch keine zytotoxischen Nebenwirkungen bekannt (Eichner und Kappert 2000). Ästhetisch unvorteilhaft ist jedoch die dunkelgraue Farbe.

b) Glasfaserstifte

Bei diesen seit 1998 auf dem Markt befindlichen Stiften, handelt es sich um, in Kompositmatrix eingebettete Siliziumoxidfasern (Stewardson 2001). Diese Glasfaserstifte besitzen ähnliche Werkstoffeigenschaften wie die Karbonfaserstifte (Bateman et al. 2003). Aufgrund ihrer Farbe und Transluzenz sind sie bei ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen allerdings von Vorteil. Der Gruppe der Glasfasern werden auch die Quarzfasern zugeordnet.

2.2.2 Stiftdesign und Retention

Durch den Aufbau eines endodontisch behandelten Zahns mit einem Stiftsystem soll unter Schonung von möglichst viel gesunder Zahnhartsubstanz eine zuverlässige Verankerung für eine definitive Restauration geschaffen werden. Ausschlaggebend für den Erfolg einer solchen Restauration ist genügend Retention für den Aufbau zu bieten, ohne den Zahn jedoch zusätzlich zu schwächen (Monticelli et al. 2005). In vielen Untersuchungen wird auf einen direkten Zusammenhang zwischen Stiftlänge und der Retention des Stiftes verwiesen (Nergiz et al. 2002, Cooney et al. 1986, Standlee 1978). Kaelin und Schärer haben 1991 herausgefunden, dass die Länge des Stiftes direkt proportional zur Retentionskraft ist. Die Forderung vieler Autoren nach der optimalen Stiftlänge führt zur Empfehlung, Stifte zu verwenden, deren Länge mindestens $\frac{2}{3}$ der Wurzellänge des betroffenen Zahnes beträgt oder der Länge der künstlichen Krone entspricht (Sorensen und Martinoff 1984). Die zunehmende Länge des Stiftes hat aber nicht nur einen positiven Einfluss auf die Retention, sondern auch auf die günstigere Frakturlokalisierung der Wurzel bei maximaler In-vitro-Belastung (Attin et al. 1994). So soll die Stiftlänge der Kronenlänge entsprechen, um das Verhältnis Kraftarm = Lastarm zu erreichen. Der Stiftdurchmesser spielt hinsichtlich der Retention eine untergeordnete Rolle (Standlee 1978). Die Auswahl eines dickeren Stiftes führt nur zu einer geringfügigen Steigerung der Retention, vielmehr steigt die Gefahr der Perforation und unnötigen Wurzelschwächung (Standlee et al. 1980, Johnson und Sakumura 1978). Nach Goodacre und Spolnik (1995) soll der Stiftdurchmesser $\frac{1}{3}$ des Wurzeldurchmessers an keiner Stelle überschreiten.

Einen weiteren Faktor zur Steigerung der Retention stellt die Oberflächenbeschaffenheit des verwendeten Materials dar. Die Retention steigt an in der Reihenfolge der Oberfläche glatt, rau, rillen- und schraubenartig. Die Form des Aufbaus sollte immer der Idealpräparation eines vitalen Zahnes entsprechen (Hudis und Goldstein 1986). Für den Langzeiterfolg sind die richtige Diagnose, die richtige Auswahl der zu behandelnden Zähne und zu verwendenden Materialien, sowie das korrekte technische Ausführen der Arbeitsschritte entscheidend (Baraban 1988).

Die Frage nach der optimalen Stiftform wird in der Literatur kontrovers diskutiert (Edelhoff und Spiekermann 2003, Cohen et al. 1997). Dabei stehen vornehmlich die Probleme des Retentionsverlustes und der anatomisch sensible Bereich des apikalen Stiftendes im Mittelpunkt. Hinsichtlich der Stiftform lassen sich bei den semikonfektionierten Aufbauten folgende vier Systeme unterscheiden: zylindrische, konische, zylindrisch-konische Stiftsysteme und Schraubensysteme.

Zylindrische Stifte

Bei dieser Stiftform handelt es sich um parallelwandige Wurzelkanalstifte mit unterschiedlicher Oberflächenbeschaffenheit (rauh, sandgestrahlt oder mechanisch konturiert mit gewindeartiger Oberfläche). Sie weisen eine höhere Retention im Wurzelkanal auf als die konische Grundform (Cohen et al. 2000, Standlee et al. 1978). Allerdings wird beim Setzen des Stiftes die Wurzel stark geschwächt, da es aufgrund der Form zu einem hohen Substanzverlust im apikalen Bereich der Wurzel kommt. Durch die anatomische Verjüngung der Wurzel nach apikal und den gleichbleibend großen Durchmesser der zylindrischen Stifte ist die Gefahr einer apikalen Perforation gegeben (Weine et al. 1991). Am apikalen Ende liegt bei dieser Stiftform auch die maximale Stresskonzentration, welche die ausgedünnten Dentinwände besonders belasten. Daher besteht hier ein erhöhtes Wurzelfrakturrisiko (Edelhoff und Spiekermann 2003, Strub et al. 1998), während das Risiko einer Stiftfraktur bei dieser Stiftform aufgrund des geringen Durchmessers unterhalb des Aufbaus am größten ist.

Beispiel: ParaPost-System (Coltène/Whaledent, Altstätten/Schweiz)



Abbildung 1 Zylindrische Stiftform

Konische Stifte

Die Vorteile von konischen Stiften liegen in einer geringeren apikalen Wurzelschwächung, da der Stift in seinem Design den anatomischen Verlauf der Zahnwurzel nachahmt (Cheung 2005, Weine et al. 1991). Sie sind leicht anzupassen und besitzen eine gute primäre Passgenauigkeit. Im Vergleich zu zylindrischen und zylindrisch-konischen Stiften zeigt sich bei diesem Stiftsystem eine reduzierte, primäre Retention bei gleicher Oberflächenbeschaffenheit (Ruemping et al. 1979, Standlee et al. 1978). Durch verschiedene Oberflächenbehandlungen lässt sich der Retentionswert jedoch steigern. So zeigten Nergiz et al. (1997), dass die Retention von konischen Wurzelkanalstiften verdoppelt bis verdreifacht werden kann, wenn die Stiftoberfläche sandgestrahlt oder durch mechanische Konturierung verändert wird. Der nach koronal konische Verlauf der Stifte führt allerdings zu einem relativ hohen Zahnhartsubstanzenverlust im cervicalen Wurzelbereich. Desweiteren können konische Stifte wie ein Keil in der Wurzel wirken, was zu einem Druckanstieg auf das umgebende Wurzelzement führt (Edelhoff und Spiekermann 2003, Strub et al. 1998). Trotz der schlechteren retentiven Eigenschaften konischer Stiftsysteme, im Vergleich mit den übrigen hier aufgeführten Systemen, werden diese von vielen Autoren zum generellen Einsatz empfohlen. Der Vorteil dieser Stifte liegt in ihrem anatomisch-morphologischen Design, der leichten Anpassung bei größtmöglicher Passgenauigkeit und ihrer klinischen Bewährung (Strub et al. 1998, Weine et al. 1991).

Beispiel: Hofmann-Stifte (Brasseler, D-Lemgo)

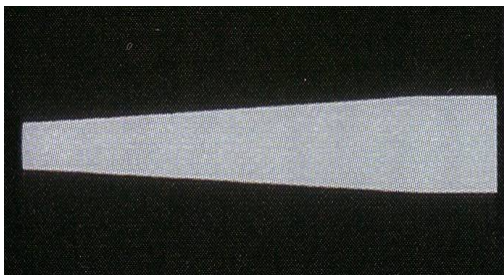


Abbildung 2 Konische Stiftform

Zylindrisch-konische Stifte

Die Form dieser Stifte ist der anatomischen Form des Wurzelkanals weitgehend nachempfunden. Die Stifte gehen im apikalen Bereich aus dem parallelwandigen Design in ein konisches Design über. Dies gewährleistet bei guten retentiven Eigenschaften eine schonende apikale Präparation und beugt so dem ungünstigen Substanzverlust in dieser Region vor (Edelhoff und Spiekermann 2003, Strub et al. 1998, Cooney et al. 1986).

Beispiel: Velapost (Maillefer, CH-Ballaigues, in Deutschland: Automaton, D-Stuttgart)

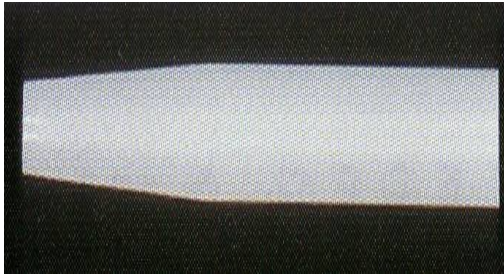


Abbildung 3 Zylindrisch-konische Stiftform

Schraubensysteme

Wurzelschrauben gibt es in allen bisher genannten Formen. Aufgrund ihres Gewindes weisen Schrauben die höchste Retention aller Stiftsysteme auf. Sie müssen auch nicht sekundär mit einem Befestigungszement eingesetzt werden. Problematisch sind allerdings die beim Eindrehen der Schraube und unter Belastung entstehenden Spannungen (Standlee et al. 1982, 1980, 1972). Infolge von Spannungsrissen führt dies zu einem gehäuften Auftreten von Wurzelfrakturen (Edelhoff und Spiekermann 2003, Strub et al. 1998). Neuere Schraubensysteme mit einem geteilten Schraubenschaft erreichen stattdessen eine hohe Retention bei geringerer Spannungserzeugung innerhalb der Wurzel (Cohen et al. 1996).

Beispiel: Wirz-Schrauben (Straumann, D-Freiburg); Radix-Anker (Maillefer, CH-Ballaigues, in Deutschland: Automaton, D-Stuttgart); Flexi Post (Essential Dental Systems, New York, USA).

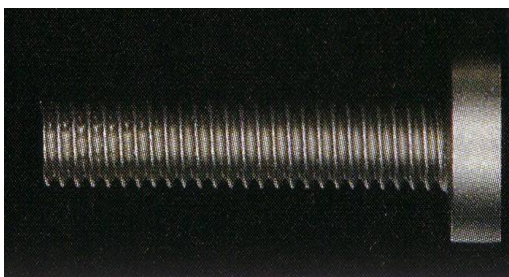


Abbildung 4 Wurzelschraube (zylindrische Form)

2.3 Zemente

Wurzelstifte sollten nach dem Setzen der Bohrung im Wurzelkanal zum dauerhaft Verbleib mit einem Zement befestigt werden. Hierzu stehen mehrere Zemente zur Verfügung, welche sich sowohl in ihrem Indikationsbereich wie auch in ihren werkstofflichen Eigenschaften voneinander unterscheiden (Schönbrodt et al. 2003, Edelhoff et al. 2000, Rosenstiel et al. 1998, Dietschi et al. 1997).

Bei der Befestigung von Wurzelstiften mit Zementen treten u.a. chemische und mechanische Kräfte auf, welche für die Retention der Stifte im Kanal relevant sind. Der mechanische Verbund entsteht durch Makro- und Mikroverzahnung des Befestigungsmaterials zwischen der Kanalwand und dem Stift.

Während konventionelle Zemente wie z.B. Zinkoxidphosphat- oder Glasionomerezemente durch reine Makroverzahnung die Retention vermitteln, spielt bei Kompositzementen die mikromechanische Retention im Bereich des intertubulären Dentins eine wichtige Rolle (Hellwig et al. 1999).

2.3.1 Zemente auf Säurebasis

Zemente auf Säurebasis setzen sich allgemein aus einem amphoteren oder basischen Pulver, welches bei der Abbindereaktion als Protonen-Akzeptor fungiert, und einer sauren Flüssigkeit, die bei der Abbindereaktion als Protonen-Donator reagiert, zusammen. Beim Mischen der beiden Komponenten entsteht je nach Zement eine unterschiedlich visköse Paste. Nach einer spezifischen Säure-Base-Reaktion geht diese Paste in einen festen Stoff mit heterogener Zusammensetzung über.

Zum Zementieren von Stiften werden hauptsächlich Zinkoxidphosphat- und Glasionomerezemente verwendet.

Zinkoxidphosphatzement (ZOP)

Das Pulver von ZOP besteht zu 80-90 % (Gew.-%) aus Zinkoxid und zu ca. 10 % (Gew.-%) aus Magnesiumoxid, als Füllstoffe sind Siliziumoxide enthalten. Die Flüssigkeit ist eine 52-56 %-ige Orthophosphorsäure (H_3PO_4).

Die Abbindereaktion ist exotherm, wobei tertiäres Phosphat entsteht. Der Zinkoxid-Phosphat-Zement schrumpft hierbei um ca. 0,03-0,06 %, besitzt jedoch nach vollständiger Aushärtung eine hohe Druckfestigkeit und eine geringe Löslichkeit (Hellwig et al. 2003).

Glasionomerzement (GIZ)

Bei den konventionellen, wasserhärtenden GIZ besteht das Pulver aus Kalzium-Aluminium-Silikat-Glas mit eingesprengten, kalziumfluoridreichen, kristallisierten Tröpfchen (Flussmittel). Die Flüssigkeit besteht aus Polycarbonsäuren (z.B. Polyacrylsäure) und deren Copolymere (z.B. Itakon- und Maleinsäure) in destilliertem Wasser, bzw. wässriger Weinsäure.

Die Abbindereaktion der Hauptkomponenten verläuft in zwei Schritten:

Zuerst entsteht ein Kalzium-Polykarboxylat-Gel, welches extrem empfindlich gegenüber Feuchtigkeit und Austrocknung ist. Im Laufe von Stunden kommt es dann zur Einlagerung von Aluminiumionen in die Matrix, wodurch wasserunlösliches Kalzium-Aluminium-Karboxylat-Gel entsteht.

Kunststoffmodifizierte GIZ enthalten in der Flüssigkeit zusätzlich hydrophile Monomere und Fotoakzeleratoren. Den Polycarbonsäuren werden zusätzlich Metacrylatgruppen angehängt. Die lichtgesteuerte Polymerisation der zugesetzten Komponenten überlagert hierbei die Polycarbonsäure-Glas-Reaktion.

Glasionomer-Zemente haften chemisch am Dentin, wobei es zu einer Abgabe von Fluoridionen (Flussmittel) kommt, was einen kariesprotektiven Effekt aufweisen soll (Hellwig et al. 2003).

2.3.2 Zemente auf Kunststoffbasis

Zemente auf Kunststoffbasis bestehen aus drei Hauptkomponenten:

- organische Matrix
- disperse Phase (Füller)
- Verbundphase

Die Matrix besteht hauptsächlich aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen und anderen Additiva.

Bei den Monomeren handelt es sich fast ausschließlich um multifunktionelle Methacrylate (z.B. Bis-GMA; UDMA; TEDMA) mit der vereinfachten Grundformel: MA-R-MA. Das mit R bezeichnete organische Zwischenglied können aliphatische Ketten, Urethanpräpolymere, aromatische Ringe oder Polyäther sein. MA steht für die Methacrylsäureesterreste.

Der zentrale Anteil des Moleküls ist für die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad, die Viskosität und zahlreiche andere Eigenschaften verantwortlich. Sind die Monomere langkettig, so ist beim Aushärten die Schrumpfung geringer als bei kurzkettigen Molekülen. Da aber langkettige Monomermoleküle zu einer erhöhten Viskosität führen, werden oft Verdünnermonomere für eine bessere Verarbeitung hinzugegeben. Diese führen, da sie kurzkettiger sind, zu einer erhöhten Schrumpfung des Materials.

Unter Initiatoren versteht man Matrixbestandteile, die durch Aktivierung in energiereiche Moleküle (Radikale) zerfallen, welche mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren. Diese bilden dann dreidimensionale Polymerketten. Als Initiator für lighthärtende Komposite wird häufig ein Diketon (Halogen-Licht) oder Benzoinmethylläther (UV-Licht) verwendet, bei chemisch härtenden Kunststoffen Benzoylperoxid.

Stabilisatoren sind zumeist sterische Phenole. Sie reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen und verhindern so eine vorzeitige Polymerisation.

Die als disperse Phase bezeichneten Füllstoffe sind rein anorganische, splitterförmige Partikel. Sie bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik. Die Gläser können zudem schwermetallhaltig sein (z.B. Barium-, Strontiumglas), um eine Röntgenopazität zu erzielen. Die Komposite können anhand der Füllkörpergröße und Zusammensetzung in Makrofüll-, Mikrofüll- und Hybridkomposite eingeteilt werden, wobei die durchschnittliche Füllkörpergröße der Makrofüller zwischen 1 und 10 μm liegt, die der Mikrofüller zwischen 10 und 100 nm. Hybridkomposite bestehen zu 85-90 % (Gew.-%) aus Makrofüllern und zu 10-15 % (Gew.-%) aus Mikrofüllern.

Diese anorganischen Füllstoffe müssen für einen besseren Verbund mit der organischen Matrix mit einem Silanisierungsmittel (Verbundphase i.d.R. 3-Methacryloxy-Propyl-Trimethoxysilan) behandelt werden. Hierbei kommt es zu einer Hydrophobierung des Füllstoffes und anschließend zu einer Polymerisation der Monomere mit dem Methacrylsäurerest des Silans. Durch die Einbindung dieser Füllstoffe werden die mechanischen Werte deutlich erhöht.

Während der Polymerisation der Kompositmaterialien werden aus den Doppelbindungen Einfachbindungen, welche weniger Platz benötigen, was zu einer Polymerisations-schrumpfung zwischen 1,7-6 % (Vol.-%) führt. Hierbei entstehen Spannungen im Material, was eine Randspaltbildung nach sich ziehen kann.

Die eigentliche Polymerisation wird durch Initiatoren (Startermoleküle) ausgelöst und durchläuft die Phasen Kettenstart, Kettenwachstum und Kettenabbruch. Die als Initiatoren verwendeten Moleküle sind bei Energieeinwirkung in der Lage, Radikale zu bilden. Diese öffnen die Doppelbindungen der Monomermoleküle, die dann als reaktive Moleküle mit anderen Monomeren Bindungen eingehen können. Das Kettenwachstum bricht erst ab, wenn zwei Radikale miteinander reagieren oder keine Radikale mehr vorhanden sind. Zurück bleibt ein Restmonomergehalt (Eichner und Kappert 2000).

Nach Art des Aktivierungsmechanismus werden folgende Härtungsmechanismen unterschieden:

- a) Lichthärtung
- b) Chemische Härtung
- c) Duale Härtung

a) Lichthärtung

Bei den heutigen Materialien erfolgt die Lichthärtung mit dem Licht einer definierten Wellenlänge (400 bis 500 nm). Es aktiviert die lichtsensiblen Moleküle (z.B. Kampferchinon), welche ihr Absorptionsmaximum bei 468 nm haben (Fan et al. 1985). Diese Moleküle werden durch die externe Energiezuführung auf ein energetisch höheres Niveau gebracht, was dazu führt, dass Doppelbindungen aufbrechen und Radikale entstehen, welche die radikalische Polymerisationsreaktion initiieren (Knezevic et al. 2001).

b) Chemische Härtung

Die Matrix enthält in einem 2-Komponenten-System einen Initiator, meistens Dibenzoylperoxid, und als Akzelerator ein tertiäres aromatisches Amin. Beim Anmischen kommen die beiden Moleküle in Berührung und bilden freie Radikale (Eichner und Kappert 2000).

c) Duale Härtung

Die duale Härtung stellt eine Kombination aus Lichthärtung und chemischer Härtung dar. Die chemische Komponente soll es dem Komposit z.B. ermöglichen, unter keramischen Versorgungen eine ausreichende Polymerisation zu erlangen, wobei die volle Aushärtung mit entsprechenden mechanischen Eigenschaften nur mit ausreichender Lichthärtung erreicht wird (Salameh et al. 2006, Hofmann et al. 2001, El-Badrawy und El-Mowafy 1995).

2.4 Die Dentinhaftung

In erster Linie kommt die Haftung an den Zahnhartsubstanzen durch eine mechanische Retention an Mikroporositäten und rauhen Oberflächen zustande. Dazu wird ein Stoff benötigt, der genügend dünnfließend sein und gute benetzende Eigenschaften besitzen muss, um die Rauigkeiten der Oberfläche auszufüllen. Somit muss das Ziel jeglicher Vorbehandlung von Zahnhartsubstanz für einen dauerhaften Erfolg darin liegen, eine möglichst große, retentive und gut benetzbare Haftfläche zu erzielen. Die Problematik der Etablierung einer Haftung liegt im unterschiedlichen Aufbau von Schmelz und Dentin. Im relativ gleichförmig aufgebauten Schmelz kann durch Einsatz von Phosphorsäure ein retentives Ätzmuster erzeugt werden, sodass die beschriebenen Grundprinzipien der Adhäsion erfüllt sind (Buonocore 1955). Am Dentin des Wurzelkanals ist diese Haftung aufgrund des heterogenen Aufbaus des Dentins wesentlich schwerer zu erzielen. Ein typisches Merkmal des Dentins sind die Tubuli, die direkt mit der Pulpa in Verbindung stehen. Diese sind mit Dentinliquor, einer extrazellulären Flüssigkeit aus der Pulpa, und den Odontoblastenfortsätzen ausgefüllt (Pashley et al. 1981). Folglich ist das Dentin hydrophil und kann mit einer hydrophoben Substanz wie Komposit nicht in Kontakt treten. Zum Erreichen eines guten Verbundes zwischen Komposit und Dentin fallen daher mehrere Schritte an (Hellwig et al. 2003).

2.4.1 Konditionierung

Ein wichtiges Hindernis zum Aufbau einer stabilen Haftung liegt in der Schmierschicht. Wurde sie früher noch als guter Isolator betrachtet, um die Dentintubuli zu schließen und den Mikroorganismen den direkten Zugang zur Pulpa zu erschweren, erwies sie sich jedoch für den Aufbau einer stabilen Haftung als Hindernis, da sie den Kontakt des Komposits mit dem kompakten Dentin erschwert. Die Schmierschicht muss daher aufgelöst oder aber modifiziert werden, um eine gute Ausgangssituation für den Verbund zu schaffen. Dies geschieht mit einem so genannten Konditionierer, der sowohl eine Säure als auch ein Komplexbildner sein kann. Als Säuren werden z.B. die Phosphorsäure (10-40 %-ig) oder weniger aggressive Säuren wie die Maleinsäure (2-4 %-ig) verwendet. Als Komplexbildner wird hauptsächlich EDTA (Ethylendiamintetraacetat) verwendet. Nach dem Auflösen der Schmierschicht kommt eine andere Besonderheit des Dentins zum Tragen, die einen guten Verbund zwischen Komposit und Dentin erschwert. Es kommt zu einer Eröffnung der mit Dentinliquor gefüllten Dentintubuli. Das Dentin ist somit hydrophil, sodass hydrophobes Material wie Komposit

nicht in einen innigen Kontakt mit der Dentinoberfläche treten kann. Hierzu sind vermittelnde Primer nötig, die nach der Konditionierung auf das Dentin aufgetragen werden müssen.

Die Säureapplikation auf das Dentin bewirkt dabei neben der Auflösung oder Modifikation der Schmierschicht auch eine Demineralisation des Dentins. Lokal werden auch die Hydroxylapatitkristalle im intertubulären und peritubulären Dentin aus dem Kollagenetzwerk herausgelöst und die Kollagenfasern freigelegt. Das Kollagenfasernetz kann dann von einem hydrophilen Monomer (Primer) durchdrungen werden. Dazu darf es allerdings nicht kollabieren oder verkleben. Denn eine mikromechanische Verankerung in der Hybridschicht wird nur erreicht, wenn das hydrophile Monomer bis in die nicht durch die Konditionierung veränderten Dentinbereiche penetrieren kann (Hellwig et al. 2003, Van Meerbeek et al. 1992, Nakabayashi et al. 1982).

2.4.2 Primer

Primer sind hydrophile Substanzen, die in Verbindung mit einem Adhäsiv den Verbund zwischen Dentin und Komposit vermitteln. Sie sind wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate, welche in das feuchte Kollagen und die Tubuli des Dentins nach Entfernen der Schmierschicht und oberflächlicher Demineralisation eindringen können. Die Vorbehandlung mit Primern dient dazu, die Oberflächenenergie des Dentins zu erhöhen und eine Benetzung mit dem anschließend zu applizierenden Adhäsiv zu verbessern. Nach der Verdunstung des Lösungsmittels (Wasser, Alkohol oder Aceton) bleibt ein dünner Monomerfilm zurück, der im Kollagen an der Oberfläche haftet. Daher müssen die Monomermischung und das Lösungsmittel so aufeinander abgestimmt sein, dass eine Infiltration in das Kollagengeflecht optimal erfolgen kann. Diese Infiltration kann durch übermäßiges Trocknen des Dentins nach der Konditionierung eingeschränkt sein, da das Kollagenetzwerk bei Austrocknung zusammenfällt (Hellwig et al. 2003).

2.4.3 Adhäsiv

Das Adhäsiv besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten. Es ist der eigentliche Haftvermittler, der die Verbindung zwischen dem Komposit und dem mit Primer vorbehandelten Dentin herstellt. Die Penetration des Adhäsivs in das mit Primer behandelte, demineralisierte Dentin führt zur endgültigen Ausbildung der Hybridschicht und das Einfließen in die eröffneten Dentintubuli zur Entstehung von Kunststoff-Tags. Um möglichst vollständig in das demineralisierte Dentin eindringen zu können, benötigt das Adhäsiv ausreichend Zeit (ca. 7-10 s). Die Aushärtung der monomerdurchsetzten Hybridschicht kann je nach verwendetem Adhäsiv chemisch oder lighthärtend erfolgen (Hellwig et al. 2003).

Zusätzlich versiegelt das Adhäsiv den Wurzelkanal und sorgt somit, bei vollständiger Benetzung, dafür, dass keine Bakterien von koronal bis apikal penetrieren und so zu einer (Re-)Infektion des apikalen Parodonts führen können (Mannocci et al. 1999, Bachicha et al. 1998).

2.5 Verschiedene Systeme zur Dentinhaftvermittlung

Die Industrie hat verschiedene Systeme auf den Markt gebracht, die entweder die Konditionierung, das Primieren und Auftragen eines Adhäsivs separat erfordern oder aber einzelne Schritte zusammenfassen (Hellwig et al. 2003). Bei In-vitro-Untersuchungen an Dentinscheiben oder vergleichsweise einfachen Füllungskavitäten, bei denen eine korrekte Anwendung aller Dentinhaftvermittler möglich ist, sind die Mehrflaschensysteme den vereinfachten Dentinhaftvermittlern meist überlegen. Im Wurzelkanal ist eine korrekte Anwendung der Dentinhaftvermittler nicht ohne weiteres sicherzustellen. Vor allem eine einheitliche Durchfeuchtung des Dentins ist kaum zu gewährleisten. Außerdem sind aufgrund unterschiedlicher Aushärtemechanismen (licht- oder chemisch-aktiviert) Unterschiede in der Verbundfestigkeit (v.a. im apikalen Bereich) zu erwarten (Ferrari et al. 2001, Mannocci et al. 2001, Mannocci et al. 1999).

Prinzipiell wird heute zwischen „Etch-and-rinse“- und selbstkonditionierenden Adhäsiven unterschieden (Van Meerbeek et al. 2004).

2.5.1 “Etch-and-rinse” Adhäsive

a) 3-Stufen-Systeme

Nachdem die Schmierschicht mit einem Konditionierer aufgelöst oder modifiziert wurde, besteht der Vorteil bei dem 3-Stufen-System darin, dass zuerst der Primer allein als dünnfließende, benetzende Lösung die Aufgabe hat, in das freigelegte Kollagenetzwerk einzudringen. Durch die anschließende Applikation des etwas visköseren und meist auch gefüllten Adhäsivs wird dann das Kollagenetzwerk stabilisiert. Dadurch besteht eine größere Sicherheit, bis in die tiefsten demineralisierten Bereiche der konditionierten Oberfläche einzudringen.

Ergebnisse von Studien, bei denen verschiedene Testverfahren eingesetzt wurden (Scherhaftwerte, Mikro-Zugfestigkeitstests und Randanalysen), zeigten für diese Gruppe eine hohe Zuverlässigkeit (Moll et al. 2002, Inoue et al. 2001, Frankenberger et al. 1999).

Neben den durch Licht initiiert aushärtenden Bondingsystemen gibt es in dieser Gruppe nur wenig dual oder chemisch härtende Bondingsysteme, welche auch zum adhäsiven Befestigen von Wurzelstiften verwendet werden können.

b) 2-Stufen-Systeme

Zur Vereinfachung der Anwendung wurden sogenannte Primer-Adhäsive entwickelt, die auch als „Ein-Flaschen-Adhäsive“ in Kombination mit der Totalätzttechnik verwendet werden können. Charakteristisch für diese Gruppe ist, dass die Funktion des Primers und des Adhäsivs in einer Lösung zusammengefasst werden.

Gegenüber den Drei-Schritt-Systemen ist der Zeitbedarf durch den Wegfall eines Arbeitsschrittes zwar kürzer, bei folgenden Haftfestigkeitsmessungen zeigten jedoch die Zwei-Schritt-Systeme auch geringere Haftwerte und stärkere Schwankungen der Messwerte (Inoue et al. 2001, Haller und Fritzenschaft 1999).

2.5.2 Selbstkonditionierende Adhäsive

Beim System der Selbstkonditionierung wird auf die separate Konditionierung, z.B. mittels Phosphorsäure, verzichtet. Da die Primer neben hydrophilen, sauren Monomeren auch 0,8 % bis 4 % Maleinsäure enthalten, lösen diese selbstkonditionierenden Primer ebenfalls die Schmierschicht auf und legen im darunter liegenden Dentin die Kollagenfasern frei. Simultan dazu findet die Infiltration der Monomere statt, sodass ein ungeschütztes Kollagenfasergeflecht im Gegensatz zur Totalätztechnik erst gar nicht entsteht.

a) 2-Stufen-Systeme

Es wird ein selbstkonditionierender Primer auf Schmelz und Dentin appliziert und mit leichtem Luftstrom verblasen. Anschließend wird das Adhäsiv aufgetragen, leicht einmassiert und lichtgehärtet.

b) 1-Stufen-Systeme

Bei diesen so genannten All-in-one-Adhäsiven wird nur eine Lösung appliziert. Sie enthalten eine ausgewogene Mischung von hydrophilen und hydrophoben Monomeren mit Säureestern und erfüllen neben der Funktion des Ätzmittels und des Primers auch die Funktion des Adhäsivs.

2.6 Zielsetzung

Die Forschung und Entwicklung bringt stetig bessere Adhäsiv- und Kompositsysteme hervor, neue Verbundmöglichkeiten und bessere werkstoffkundliche Eigenschaften lassen neue Therapiemöglichkeiten entstehen. Diese modernen Systeme stellen durch ihr gutes biokompatibles und biomechanisches Verhalten die klassischen Behandlungskonzepte und Behandlungsmaterialien bei der postendodontischen Restauration zunehmend in Frage (Willershausen et al. 2002, Magne und Douglas 2000, Reeh et al. 1989). So kann man z.B. mit den neuen Kompositen und deren Adhäsivsystemen dichtere Restaurationen herstellen als mit den herkömmlichen Materialien (Reid et al. 2003, Mannocci et al. 2001, Bachicha et al. 1998).

Es lässt sich auch ein mikroretentiver Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz herstellen, welchem in zahlreichen Studien auch eine höhere Retentionskraft und eine verbesserte Langzeitstabilität zugeschrieben wird (Mezzomo et al. 2003, Nissan et al. 2001, Duncan und Pameijer 1998, Ayad et al. 1997). Zusätzlich unterstützt werden diese Vorteile durch das dentinähnliche E-Modul dieser Kompositsysteme.

Dementsprechend ist es denkbar, dass ein adhäsiv zementierter Stift zu einer initialen Stabilisierung einer geschwächten Wurzel führt (Mezzomo et al. 2003, Saupe et al. 1996). In der Literatur wird diese Stabilisierung als Folge der adhäsiven Eingliederungstechnik bereits beschrieben (Mendoza et al. 1997) und Untersuchungen konnten zeigen, dass bei Verwendung eines Befestigungskomposits, z.B. in Kombination mit einem faserverstärkten Stift, ein vermindertes Frakturrisiko und eine erleichterte Revidierbarkeit bestehen (Pfeiffer et al. 2002, Rosentritt et al. 2000, Mannocci et al. 1999, Morgano und Bracket 1999). Auch wird weiterführend ein dentinkompatibler, elastischer Kompositmantel beschrieben, welcher gewissermaßen ein inneres Rohr bildet und an das Wurzeldentin bindet. Folglich hätte diese Art Zementmantel auch das Potential klinisch dünnwandige Wurzeln zu verstärken (Mendoza et al. 1997, Saupe et al. 1996).

Befestigungskomposite sind jedoch von ihrer technischen Handhabung aufwendiger, bzw. schwieriger als herkömmliche Zemente, wie z.B. ZOP (Torbjørner und Fransson 2004). Auch ist eine ausreichende Lichthärtung von photopolymerisierenden Befestigungskompositen im Wurzelkanal bis in die apikale Wurzelregion nicht immer sicher zu gewährleisten und setzt ein sauberes und akkurates Vorgehen seitens des Behandlers voraus (Schwartz und Robbins 2004, Torbjørner und Fransson 2004). Zudem ist die Lichtleitung glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte abhängig von der geometrischen Form dieser Stifte (Patyk et al. 2005).

Ferrari et al. (2001) empfehlen, Wurzelkanalstifte mit einem chemisch oder dualhärtenden Befestigungskomposit einzusetzen. Zudem schlagen sie bei Verwendung eines Dentinhaftvermittlers die Benutzung eines sog. Mikrobrush vor, um ein ausreichendes Einmassieren des Haftvermittlers in das Wurzelentin zu gewährleisten und somit einen einheitlichen Verbund entlang der Kanalwand zu erzielen.

Gegenüber dem adhäsiven Verbund von Dentin und Komposit stellt sich aber auch die Frage eines möglichen chemischen Verbundes zwischen Stift und Komposit. Purton et al. (2003) berichten in einer Studie von sehr guten Ergebnissen bei der adhäsiven Befestigung moderner Stiftmaterialien und vermuteten eine chemische Bindung zwischen Bestandteilen der Stiftmatrix und des Befestigungskomposits. Aktuell geht man davon aus, dass es zwischen Stiftmatrixbestandteilen und Polymeren des Befestigungskomposits zu einer dauerhaften chemischen Bindung kommt. Die Erforschung dieses Verbundes ist ein Hauptanliegen gegenwärtiger Forschungsarbeiten (Torbjörner und Fransson 2004). So konnten z.B. Mannocci et al. in einer 2005 veröffentlichten Studie erstmals die Penetration von Monomeren aus Adhäsivsystemen in die Matrix von Glasfaserstiften nachweisen.

Aufgrund der Aktualität und der teilweise noch offenen Fragen dieser Verbundmöglichkeiten erschien es uns sinnvoll, diese Thematik zum Thema unserer Studie zu machen.

Ziel war die Gegenüberstellung der Qualität des adhäsiven Verbundes an den Grenzflächen Stift/Befestigungskomposit und Dentin/Befestigungskomposit in formkongruenten und übergroßen, nicht formkongruenten Wurzelstiftkavitäten.

Dies ergab folgende Fragestellungen:

Wie verhält sich der adhäsive Verbund in Abhängigkeit von der Kanalgröße?

Wie verhält sich der adhäsive Verbund in Abhängigkeit von der Tiefe der Messung?

Wie verhält sich der adhäsive Verbund in Abhängigkeit von den Materialkombinationen?

3 Material und Methode

3.1 Zahnmaterial

Zur Anwendung kamen Wurzeln extrahierter Rinderschneidezähne aus dem Schlacht- und Viehhof in Freiburg/Breisgau.

3.2 Stiftmaterial

Zur Anwendung kamen folgende zahnfarbene Wurzelstifte:

1. ER Cera Post®; Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo; Deutschland
2. ER DentinPost®; Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo; Deutschland
3. Luscent Anchor™; Dentatus; Schweden

Verwendete Wurzelstifte und ihre Zusammensetzungen:

<u>Bestandteile</u>	Zirkonoxidkeramik, bestehend zu 96 % aus Zirkondioxyd und zu 4 % aus Yttriumoxid
<u>Oberfläche</u>	Gestrahlt
<u>Form</u>	Zylindrisch-konisch

Tabelle 1 CeraPost®

<u>Bestandteile</u>	Gasfaserverstärktes Komposit, Matrix bestehend aus Epoxidharz mit ca. 65 % Glasfasern
<u>Oberfläche</u>	Mikroretentiv
<u>Form</u>	Zylindrisch-konisch

Tabelle 2 DentinPost®

<u>Bestandteile</u>	30 % Polyester mit 70 % Quarzglasfibern
<u>Oberfläche</u>	Mikroretentiv
<u>Form</u>	Konisch
<u>Werkstoffeigenschaft</u>	Stift mit Lichtleiterfunktion

Tabelle 3 Luscent Anchor™

3.3 Befestigungsmaterial

Zur Anwendung kamen:

1. Panavia® 21 mit ED-Primer® (Kuraray Co.)
2. Variolink® II (hoch- und niedrigviskös) mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)
3. Tetric® Ceram mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)
4. Tetric® Flow mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)

Verwendete Produktkombinationen und ihre Zusammensetzungen:

<u>Komposit</u>	<u>Konditionierer</u>	<u>Haftvermittler</u>
Panavia® 21 TC Chemisch härtendes Hybridkomposit Dibenzoylperoxid < 1 % Silica > 70 % Titaniumoxid	Panavia® Etching Agent V 37 % Phosphorsäure	ED-Primer® Chemisch härtendes Total- Etch Primer Adhäsiv HEMA, MDP, 5-NMSA, Natriumbenzensulfinat, N.N-Diethanol-p-Tuloidin, Wasser

Tabelle 4 Panavia® 21 mit ED-Primer® (Kuraray Co.)

<u>Komposit</u>	<u>Konditionierer</u>	<u>Haftvermittler</u>
Variolink® II Dual härtendes Hybridkomposit Monomermatrix (Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Triethylenglycol- dimethacrylat) Anorganische Füllstoffe (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al- Fluorsilikatglas, sphäroides Mischoxid) Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente	Total Etch 40 % Phosphorsäure	Excite® DSC Dual härtendes Total-Etch Primer Adhäsiv HEMA, Dimethacrylat und Phosphorsäureacrylat (78,3 Gew.-%), hoch- disperses Siliciumdioxid (0,5 Gew.-%), Ethanol (19,5 Gew.-%), Initiatoren und Stabilisatoren (1,7 Gew.-%)

Tabelle 5 Variolink® II (hoch- und niedrigviskös) mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)

<u>Komposit</u>	<u>Konditionierer</u>	<u>Haftvermittler</u>
Tetric® Ceram Lichthärtendes Feinpartikel- Hybridkomposit Monomermatrix (Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Triethylenglycoldimethacrylat (20 Gew.-%)) Anorganische Füllstoffe (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al- Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliciumdioxid, sphäroides Mischoxid (79 Gew.-%)) Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente (0,8 Gew.-%)	Total Etch 40 % Phosphorsäure	Excite® DSC Dual härtendes Total-Etch Primer Adhäsiv HEMA, Dimethacrylat und Phosphorsäureacrylat (78,3 Gew.-%), hoch- disperses Siliciumdioxid (0,5 Gew.-%), Ethanol (19,5 Gew.-%), Initiatoren und Stabilisatoren (1,7 Gew.-%)

Tabelle 6 Tetric® Ceram mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)

<u>Komposit</u>	<u>Konditionierer</u>	<u>Haftvermittler</u>
<p>Tetric® Flow</p> <p>Lichthärtendes Feinpartikel- Hybridkomposit</p> <p>Monomermatrix (Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Triethylenglycoldimethacrylat (Cavil: 31,5 Gew.-%; Spritze: 35 Gew.-%)</p> <p>Anorganische Füllstoffe (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al- Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliciumdioxid, sphäroides Mischoxid (Cavil: 68,1 Gew.-%; Spritze: 64,4 Gew.-%)</p> <p>Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente (0,4 Gew.-%)</p>	<p>Total Etch</p> <p>40 % Phosphorsäure</p>	<p>Excite® DSC</p> <p>Dual härtendes Total-Etch Primer Adhäsiv</p> <p>HEMA, Dimethacrylat und Phosphorsäureacrylat (78,3 Gew.-%), hoch- disperses Siliciumdioxid (0,5 Gew.-%), Ethanol (19,5 Gew.-%), Initiatoren und Stabilisatoren (1,7 Gew.-%)</p>

Tabelle 7 Tetric® Flow mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)

3.4 Versuchsgruppen

Verwendete Stift/Befestigungskomposit-Kombinationen:

<u>Stift</u>	<u>Befestigungskomposit</u>
DentinPost®	Panavia® 21
DentinPost®	Variolink® II niedrigviskös
CeraPost®	Panavia® 21
CeraPost®	Variolink® II niedrigviskös
Luscent Anchor™	Panavia® 21
Luscent Anchor™	Variolink® II niedrigviskös
Luscent Anchor™	Tetric® Ceram
Luscent Anchor™	Tetric® Flow

Tabelle 8 Versuchsgruppen in formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

<u>Stift</u>	<u>Befestigungskomposit</u>
DentinPost®	Panavia® 21
DentinPost®	Variolink® II hochviskös
CeraPost®	Panavia® 21
CeraPost®	Variolink® II hochviskös
Luscent Anchor™	Panavia® 21
Luscent Anchor™	Variolink® II hochviskös
Luscent Anchor™	Tetric® Ceram
Luscent Anchor™	Tetric® Flow

Tabelle 9 Versuchsgruppen in übergroßen Wurzelstiftkavitäten

Für jede der 16 Kombinationen wurden 8 Proben hergestellt.

3.5 Versuchsablauf

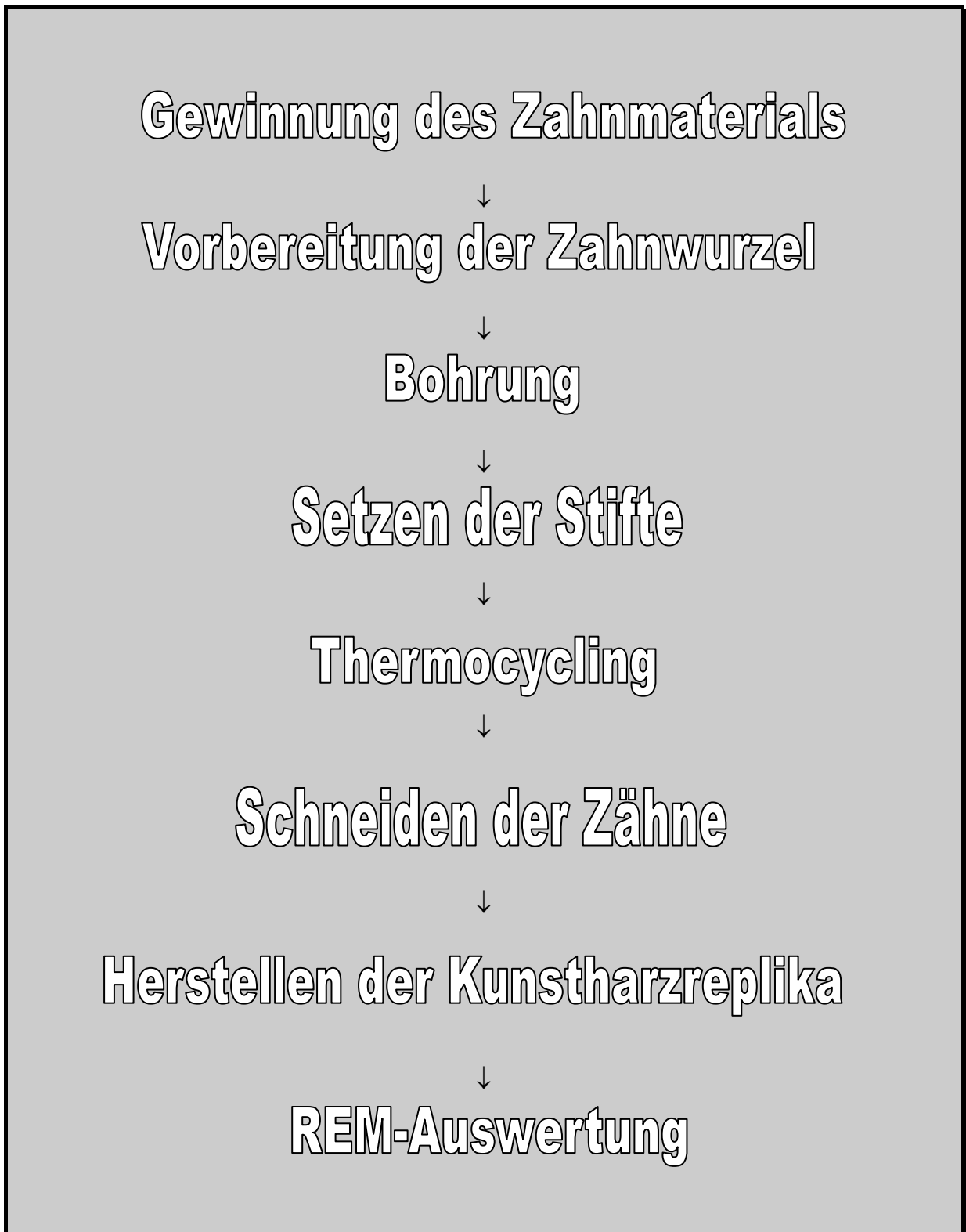


Abbildung 5 Darstellung des Versuchablaufs

3.5.1 Versuchsschritte im Einzelnen

Gewinnung des Zahnmaterials

Die verwendeten Rinderschneidezähne wurden aus den Rinderköpfen extrahiert und anschließend zur Lagerung und Desinfektion bis zur Weiterverarbeitung in eine 0,1 %-ige Thymollösung eingelegt. Das gesamte Zahnmaterial war kariesfrei und nicht wurzelkanalbehandelt.

Vorbereitung der Zahnwurzel

Mit Beginn der Versuchsdurchführung lagerten die Zähne in Wasser und wurden während der Versuchsschritte stets feucht gehalten.

Es erfolgte eine mechanische Reinigung der Zähne mit einem Skalpell. Im nächsten Schritt wurden die meist gebogenen Wurzelspitzen um ca. 1 bis 5 mm an einer Schleifscheibe unter Wasserkühlung gekürzt, um einen möglichst geraden Wurzelabschnitt zu erhalten. Hierdurch konnte später beim Einspannen in den Gusskontainer eine axiale Ausrichtung garantiert werden. Anschließend wurden die Kronen auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze mit Hilfe einer Diamantscheibe abgetrennt. Insgesamt mussten alle Wurzeln eine Restlänge von mindestens 15 mm aufweisen. Das in der Wurzel verbliebene Pulpagewebe wurde mit Hedström-Feilen (ISO 20-70) entfernt. Die Zahnkronen sowie Wurzeln mit einem Lumen von über 2,4 mm wurden verworfen.

Für die Versuchsgruppe der übergroßen Kanäle wurden nur Wurzeln mit einem Kanallumen von weniger als 2,4 mm genutzt. Bei der Versuchsgruppe mit den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten wurden nur Wurzeln mit einer zirkulären Dentinwandstärke von mindestens 2,5 mm verwendet, um später einen passgenauen, künstlichen Kanal bohren zu können.

Die Wurzelsegmente wurden nun mit einer Einbetthilfe/Gipsgießvorrichtung eingebettet. Ziel dieser Einbettung war es, u.a. die Wurzelachse senkrecht zum Boden des Probenkörpers auszurichten. Durch ein Einspannen der Wurzeln mit Hilfe von Schrauben-Dornen (60 Grad Neigungs-Dorn) konnte eine axiale Ausrichtung der Wurzeln und gleichzeitig ein dichtes Abschließen des Kanallumens sichergestellt werden. Dies war für den Arbeitsschritt „Bohrung“ relevant, um einen gleichmäßigen Abtrag von Dentin im Kanallumen zu garantieren. Desweiteren wurde durch den Verschluss des Lumens mit den Schrauben-Dornen eine Kontamination durch Superhartgips verhindert.

Die Gusskontainer (24x24 mm Innenkantenlänge) wurden mit Vaseline bestrichen und mit nach Herstellerangaben angerührtem Superhartgips (Fujirock®) bis zum Oberrand gefüllt. Nach einer Abbindezeit von 30 bis 40 min wurden die eingebetteten Wurzeln durch eine Stanze vom Kontainer befreit. Dies garantierte ein stressfreies „Ausbetten“ der Gipswürfel, um mögliche Dentinrisse zu vermeiden.

Bohrung

Mit Hilfe einer Standbohrmaschine wurden die Bohrungen gesetzt. Hierzu wurden die Gipsklötze mit den enthaltenen Wurzeln in ein Bohrfutter eingespannt, um ein Verziehen der Bohrungen zu vermeiden. Die Bohrungen erfolgten unter ständiger Wasserkühlung bei 400 U/min.

Für die Gruppe der übergroßen Kanäle erfolgten die Bohrungen zentral im natürlichen Pulpakavum. Es erfolgten 10 mm tiefe Bohrungen mit einem 3 mm im Durchmesser messenden Bohrer, der hierzu mit einem Anschlag versehen wurde. Nach dieser Bohrung mit einem 3 mm Bohrer erfolgte der apikale Verschluss mit Tetric® Flow. Hierzu wurde ein Konter aus Metall, mit dem gleichen Spitzenwinkel wie der Bohrer, gegengehalten. Dies verhinderte das Penetrieren des Komposits in das schon „aufbereitete“ Kanallumen. Der temporäre Verschluss des Apex war notwendig, um in einem 2. Schritt eine präzise axiale Ausrichtung des neuen Apex zu erlangen (0,5 mm Bohrer). Dies garantierte ein exaktes Platzieren des Stiftes im Kanalzentrum, sowohl in der Horizontalen als auch in der Vertikalen. Zusätzlich stellte die apikale Bohrung eine Entlüftungsmöglichkeit beim Applizieren des Komposits in das Kanallumen dar. Hierdurch wurde eine gleichmäßige Verteilung des Komposits garantiert.

Bei der Gruppe der formkongruenten Kanäle erfolgten die Bohrungen (4-6 pro Wurzel, je nach Dentinangebot) im zirkumpulpalen Dentin. Die erste Führungsbohrung für die DentinPost®- und CeraPost®-Stifte wurden mit einem 1 mm Beutelrockbohrer 9 mm tief gesetzt, danach erfolgte die stiftspezifische Erweiterungsbohrung auf 10 mm Tiefe.

Die Vorbohrungen für den Luscent Anchor™ wurden wie folgt durchgeführt:

1. Bohrung: 1,5 mm Beutelrockbohrer, 4 mm tief
2. Bohrung: 1 mm Beutelrockbohrer, 6 mm tief
3. Bohrung: 0,6 mm Beutelrockbohrer, 9 mm tief
4. Stiftspezifische Erweiterungsbohrung, 10 mm tief

Proben, die bei der Bohrung Ungenauigkeiten aufwiesen oder versuchsungeeignet schienen, z.B. infolge Rissbildungen in der Wurzel, wurden ausgeschlossen.

Nach den Bohrungen wurden die Kanäle mit 5 ml Ringerlösung gespült.

Setzen der Stifte

Folgende Punkte wurden beim Setzen der Stifte generell beachtet:

1. Bei den formkongruenten Kanälen wurden zur Erzeugung eines einheitlichen Smearlayers vor der Konditionierung die Kanalwände mit einem zum System gehörenden Diamant-Handbohrer aufgeraut.
2. Alle Adhäsive und Zemente wurden unmittelbar vor Anwendung aus dem Kühlschrank entnommen.
3. Bei TE-Adhäsiven wurde das Ätzelgel mit einer Spülspritze (5 ml Leitungswasser) abgespült.
4. Die Trocknung der formkongruenten Stiftkanäle erfolgte mit Papierspitzen (ISO 60).
5. Um das Adhäsiv in die Dentinoberfläche einzumassieren, wurde ein Microbrush® Plus (Superfine Size) verwendet.
6. Adhäsivüberschüsse wurden mit Papierspitzen aus dem Kanal entfernt.
7. Die Stifte wurden ebenfalls mit Adhäsiv benetzt, Überschüsse wurden vorsichtig verblasen.
8. Die Stifte wurden langsam und mit gleichmäßigem Druck zentral in das Kanallumen eingesetzt.
9. Der entstandene Zementüberschuss wurde belassen, um keinen O₂-Blocker zu benötigen.
10. Alle Proben wurden 120 s mit einer Polymerisationslampe von oben senkrecht auf den Kanal ausgehärtet.

Detaillierte Übersicht über die einzelnen Arbeitsschritte mit den jeweiligen Befestigungskompositen:

Panavia® 21 mit ED-Primer® (Kuraray Co.)

1. Ätzen mit Panavia® Etching Agent (30 s)
2. Absprühen mit Wasser (20 s)
3. Trocknen mit Luftbläser bzw. Papierspitzen
4. ED Primer® Flüssigkeiten A und B verrühren (3-5 s)
5. Auftragen mit Microbrush auf Dentin im Kanallumen (60 s)
6. Verblasen mit leichtem Luftstrom
7. Mischen (1:1) von Katalysatorpaste und Universalpaste (20-30 s)
8. Applizieren der Paste in das Kanallumen (bei den übergroßen Stiftkavitäten) und direkt an den Stift (bei den formkongruenten Stiftkavitäten)
9. Setzen des Stiftes
10. Applikation von Polymerisationslicht (120 s)

Variolink® II mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)

1. Ätzen mit Total Etch (15 s)
2. Absprühen mit Wasser (20 s)
3. Trocknen mit Luftbläser bzw. Papierspitzen
4. Aktivieren und Auftragen von Excite® DSC mit Mikrobrush auf Dentin im Kanallumen (60 s)
5. Mischen (1:1) von Variolink® II
6. Applizieren der Paste mit Applikatorkarpule in das Kanallumen (bei den übergroßen Stiftkavitäten) und direkt an den Stift (bei den formkongruenten Stiftkavitäten)
7. Setzen des Stiftes
8. Applikation von Polymerisationslicht (120 s)

Tetric® Ceram und Tetric® Flow mit Excite® DSC (Ivoclar Vivadent)

1. Ätzen mit Total Etch (15 s)
2. Absprühen mit Wasser (20 s)
3. Trocknen mit Luftbläser bzw. Papierspitzen
4. Aktivieren und Auftragen von Excite® DSC mit Mikrobrush auf Dentin im Kanallumen (60 s)
5. Applizieren der Paste mit der Applikatorkarpule in das Kanallumen (bei den übergroßen Stiftkavitäten) und direkt am Stift (bei den formkongruenten Stiftkavitäten)
6. Setzen des Stiftes
7. Applikation von Polymerisationslicht (120 s)

Aushärtung

Alle Proben wurden direkt nach Setzen des Stiftes mit einer Polymerisationslampe vom koronalen Ende des Stiftes bestrahlt. Bei einer Leistung von 670 mW/cm² betrug die Bestrahlungszeit bei allen Stiften 120 s (Optilux von Demetron Research Corporation, Danbury; 220 V; 0,4 A; 50-60 Hz).

Thermocycling

Die beschrifteten Wurzelproben wurden für 25 h einer Temperaturwechselbelastung (Thermocycling Test Instrument, Sabri Enterprises, USA-Illinois) ausgesetzt. Hierbei fanden 1000 Tauchzyklen mit einer jeweiligen Tauchzeit von 90 s bei einer Differenztemperatur von 50 °C (5 °C und 55 °C) statt.

Schneiden der Proben

Anschließend wurden die Stifte mit einer Diamanttrennscheibe am koronalen Wurzelende abgetrennt. Es erfolgte eine Markierung der Schnittiefen bei 1 mm, 5 mm und 9 mm Stiftlänge. Die Wurzelproben wurden mit ihrem koronalen Ende senkrecht mittels Präzisionskleber (Technovit 7210, Haereus Kulzer, D-Wertheim) auf eine Plexiglasträgerplatte (Psi, D-Laudenbach) aufgeklebt. An diesem Träger in das Trennschleifgerät (EXAKT-Trennschleifsystem, EXAKT-Apparatebau, D-Norderstedt) eingespannt, konnte das diamantierte Sägeband rechtwinklig zur Probenoberfläche justiert werden. Es wurde unter permanenter Wasserkühlung gesägt. Mit einer am Schlitten des

Trennschleifsystems befindlichen Mikrometerschraube wurden die Proben ausgerichtet und die Schnittstärke eingerichtet.

Die gesägten Oberflächen der Probenschnitte wurden durch ein Mikroschleifsystem (EXAKT-Trennschleifsystem, EXAKT-Apparatebau, D-Norderstedt) mit gewässertem Schleifpapier (Körnung #1200, #2400, #4000; Struers, D-Willich) geglättet und poliert. Bei diesem Vorgang wurde die exakte Parallelität der Schnittfläche zur Trägerplatte erreicht und eine einheitlich ebene Oberfläche garantiert. Die polierten Schnittflächen wurden zur späteren Replikaherstellung mit PRESIDENT® fast Jet light und regular body (Fa. Coltène/Whaledent, D-Konstanz) abgeformt. Alle Proben wurden stets im Dunkeln transportiert und aufbewahrt.

Kunstharzreplika

Die Probenschnitte wurden in einer Doppelmischabformung mit Silikon (PRESIDENT® fast Jet light und regular; Fa. Coltène/Whaledent, D-Konstanz) abgeformt. Nach 3-stündiger Rückstellzeit erfolgte die Herstellung von Kunstharzreplika (Blue Star®, Fa. Girrbach, D-Pforzheim). Die fertigen Kunstharzreplika wurden auf Metallträger (Nr. P RHP 140 54-T, PROVAC AG, D-Oestrich) mit einer vorgefertigten Leit-C Klebefolie fixiert. Anschließend wurden die Proben 70 s mit Gold besputtert (SCD 050 Sputter Coater, BAL TEC, D-Schalksmühle).

3.6 Quantitative Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Nach Trockenschranklagerung bei 37 °C wurden die Kunstharzreplika bei 200- und 500-facher Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop auf Randspalten untersucht. Hierbei wurde einerseits der Verbund Wurzeldentin/Befestigungskomposit und andererseits der Verbund Befestigungskomposit/Stift evaluiert und vermessen.

Die zwei Vermessungszonen Stift/Befestigungskomposit und Befestigungskomposit/Dentin wurden getrennt von einander betrachtet. Der jeweils komplette 360° Kreis entsprach 100 % Vermessungszone. Um die Vermessungszone auswerten zu können, wurde der Kreis durch Vergrößerung „geviertelt“ und die Spalten/Blasen in ihrer Länge/Ausdehnung pro Viertel vermessen. Die Ergebnisse pro Viertel wurden anschließend zusammenaddiert und in Prozente umgerechnet (= prozentuale Häufigkeit von Spalten).

Die rasterelektronenmikroskopische Anlage (DSM 950, Zeiss, D-Oberkochen) belichtet Positivbilder (Polaroid Polapan 72, Polaroid, USA-Cambridge).

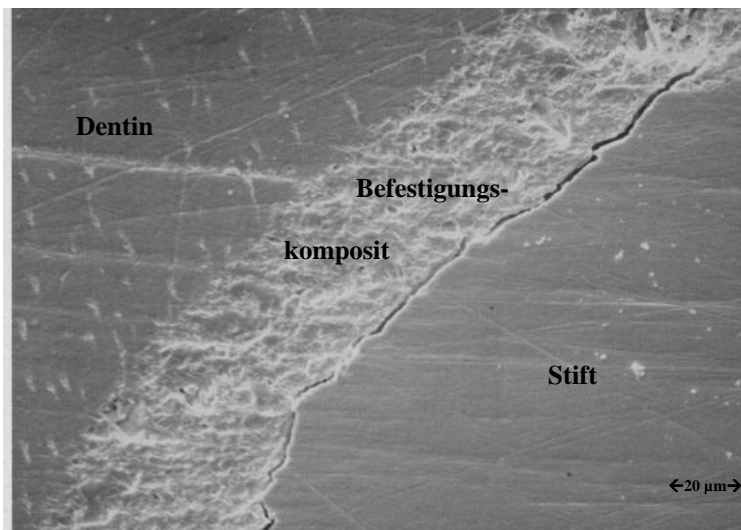


Abbildung 6 Spalt zwischen Stift und Befestigungskomposit

3.7 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der durchgeführten Tests wurden mit dem p-Wert angegeben. Bei Ablehnung der Nullhypothese (Nullhypothese = statistische Unabhängigkeit der Ergebnisse) gilt ein Ergebnis dann als signifikant, wenn der p-Wert $< 0,05$ ist, die Irrtumswahrscheinlichkeit also $< 5\%$ beträgt.

Mann-Whitney-U-Test

Es handelt sich hierbei um einen Test zur Überprüfung zweier unabhängiger Stichproben auf Gleichheit der Grundgesamtheit. Erforderlich ist eine Variable der Ordinalskalengüte. Die Hypothesenentscheidung kommt durch Vergleich der Rangdurchschnitte zustande. Der Test findet Anwendung, wenn keine Normalverteilung vorliegt. Ein signifikantes Ergebnis verwirft auch hier die Nullhypothese, d.h. die beiden untersuchten Gruppen unterscheiden sich. Das Signifikanzniveau wird wie oben angegeben.

Verwendung fand dieser Test bei Vorlage zweier unabhängiger Stichproben, wie z. B. beim Vergleich der Ergebnisse zweier Schnitthöhen miteinander.

H-Test nach Kruskal und Wallis

Der H-Test nach Kruskal und Wallis ist eine Ausweitung des U-Tests von Mann und Whitney beim Vorliegen von mehr als zwei unabhängigen Stichproben. Er basiert auf einer gemeinsamen Rangreihe der Werte aller Stichproben.

Dieser Test fand Anwendung zum Vergleich mehrerer Ergebnisse miteinander, wie z.B. der Gegenüberstellung aller Ergebnisse innerhalb einer Grenzfläche.

4 Ergebnisse

Untersucht wurde mit Hilfe der REM-Randspaltanalyse die Qualität des adhäsiven Verbundes einerseits zwischen den Wurzelstiften (DentinPost®, CeraPost® und Luscent Anchor™) und den Befestigungsmaterialien (Panavia® 21, Variolink® II, Tetric® Ceram und Tetric® Flow) und andererseits zwischen dem Wurzeldentin und den o.g. Befestigungsmaterialien.

4.1 Deskriptive Statistik

Bei den einzelnen Stift-Befestigungskomposit-Kombinationen ergab sich folgende Verteilung der prozentualen Häufigkeiten für Spaltbildungen an der Grenzfläche zwischen Befestigungsmaterial und Stift, bzw. zwischen Befestigungsmaterial und Dentin in den unterschiedlichen Schnitthöhen (Tab. 10 bis 13).

	Panavia® 21	Variolink® II	Tetric® Ceram®	Tetric® Flow
Schnitthöhe 1 mm				
DentinPost®	4 %	1,3 %	_*	_*
CeraPost®	5,3 %	39,6 %	_*	_*
Luscent Anchor™	4,3 %	5,9 %	3,8 %	0
Schnitthöhe 5 mm				
DentinPost®	1,3 %	1 %	_*	_*
CeraPost®	2,6 %	11,1 %	_*	_*
Luscent Anchor™	13,7 %	0,9 %	5,1 %	0,6 %
Schnitthöhe 9 mm				
DentinPost®	8,1 %	3,7 %	_*	_*
Cera Post®	14 %	27 %	_*	_*
Luscent Anchor™	30,1 %	5,3 %	3,3 %	0,8 %

* (-): kein Ergebnis, Materialkombination nicht getestet

Tabelle 10 Übersichtstabelle der Stiftsystem-Befestigungskompositkombinationen in den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

Dargestellt sind die jeweiligen Mittelwerte für die prozentualen Häufigkeiten von Randspalten an der Grenzfläche zwischen Befestigungskomposit und Stift in den Schnitthöhen von 1 mm, 5 mm und 9 mm.

	Panavia® 21	Variolink® II	Tetric® Ceram®	Tetric® Flow
Schnitthöhe 1 mm				
DentinPost®	13,3 %	2,7 %	_*	_*
CeraPost®	3,2 %	2,8 %	_*	_*
Luscent Anchor™	4,1 %	5,4 %	3,4 %	0 %
Schnitthöhe 5 mm				
DentinPost®	1,3 %	0,8 %	_*	_*
CeraPost®	0,1 %	4,2 %	_*	_*
Luscent Anchor™	12,3 %	0,9 %	4,6 %	0,6 %
Schnitthöhe 9 mm				
DentinPost®	14,6 %	9,1 %	_*	_*
CeraPost®	18,6 %	4,2 %	_*	_*
Luscent Anchor™	25,7 %	4,4 %	3,8 %	0,7 %

* (-): kein Ergebnis, Materialkombination nicht getestet

Tabelle 11 Übersichtstabelle der Stiftsystem-Befestigungskompositkombinationen in den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

Dargestellt sind die jeweiligen Mittelwerte für die prozentualen Häufigkeiten von Randspalten an der Grenzfläche zwischen Befestigungskomposit und Dentin in den Schnitthöhen von 1 mm, 5 mm und 9 mm.

	Panavia® 21	Variolink® II	Tetric® Ceram	Tetric® Flow
Schnitthöhe 1 mm				
DentinPost®	7,7 %	1,5 %	-*	-*
CeraPost®	8,7 %	18,3 %	-*	-*
Luscent Anchor™	13 %	7,1 %	0 %	15,7 %
Schnitthöhe 5 mm				
DentinPost®	3,5 %	0 %	-*	-*
CeraPost®	1,7 %	32,5 %	-*	-*
Luscent Anchor™	11,2 %	1,6 %	2,3 %	6,6%
Schnitthöhe 9 mm				
DentinPost®	0,8 %	2,1 %	-*	-*
CeraPost®	0,8 %	17 %	-*	-*
Luscent Anchor™	4,4 %	5,7%	19,8 %	16,3 %

* (-): kein Ergebnis, Materialkombination nicht getestet

Tabelle 12 Übersichtstabelle der Stiftsystem-Befestigungskompositkombinationen in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten

Dargestellt sind die jeweiligen Mittelwerte für die prozentualen Häufigkeiten von Randspalten an der Grenzfläche zwischen Befestigungskomposit und Stift in den Schnitthöhen von 1 mm, 5 mm und 9 mm.

	Panavia® 21	Variolink® II	Tetric® Ceram	Tetric® Flow
Schnitthöhe 1 mm				
DentinPost®	53,2 %	70,7 %	_*	_*
CeraPost®	35 %	82 %	_*	_*
Luscent Anchor™	26,2 %	53 %	63,5 %	77,2 %
Schnitthöhe 5 mm				
DentinPost®	78,7 %	82,6 %	_*	_*
CeraPost®	76,1 %	88,5 %	_*	_*
Luscent Anchor™	61 %	87,2 %	89 %	88 %
Schnitthöhe 9 mm				
DentinPost®	67,5 %	83,5 %	_*	_*
CeraPost®	73,1 %	87,7 %	_*	_*
Luscent Anchor™	72,2 %	84,8 %	77,6 %	87,3 %

* (-): kein Ergebnis, Materialkombination nicht getestet

Tabelle 13 Übersichtstabelle der Stiftsystem-Befestigungskompositkombinationen in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten.

Dargestellt sind die jeweiligen Mittelwerte für die prozentualen Häufigkeiten von Randspalten an der Grenzfläche zwischen Befestigungskomposit und Dentin in den Schnitthöhen von 1 mm, 5 mm und 9 mm.

4.2 Randspaltbildung in Abhängigkeit von der Kanalgröße

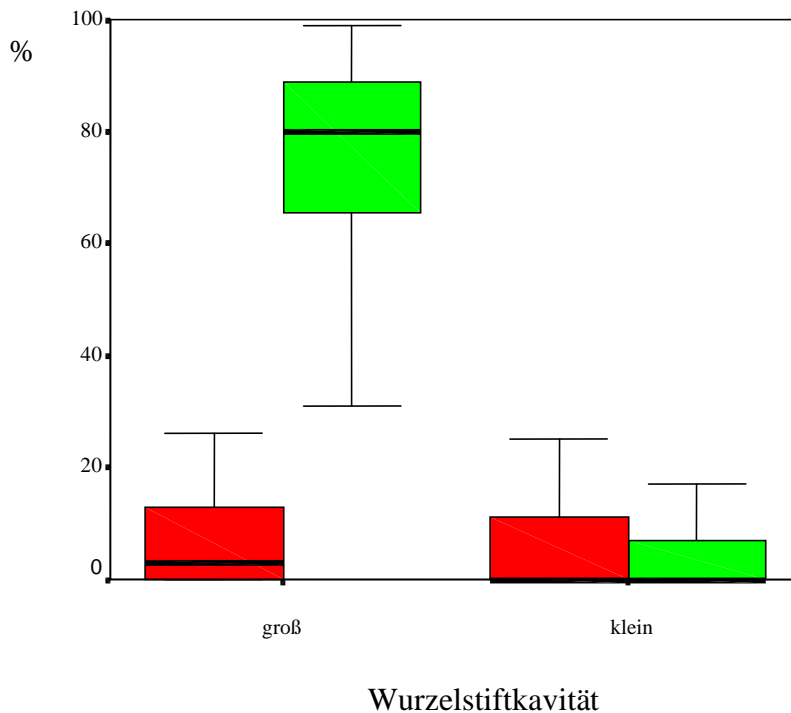


Abbildung 7 Boxplot-Diagramm (Median, 1. und 3. Quartil) der Randspaltbildung (in %) an den Grenzflächen des Befestigungskomposits zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) der Kavitätenwand von übergroßen Wurzelstiftkavitäten („groß“) und formkongruenten Wurzelstiftkavitäten („klein“), unabhängig vom Stifttyp und Befestigungskomposit

Der statistische Vergleich zwischen übergroßen und formkongruenten Wurzelstiftkavitäten ergab signifikant mehr Spalten am Dentin (grün) in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten ($p < 0,001$), hingegen keinen signifikanten Unterschied am Stift (rot).

Beim Vergleich der Randspaltbildung an den Grenzflächen zum Stift (rot), bzw. zum Dentin (grün) fanden sich in den übergroßen Kavitäten mit im Median über 80 % signifikant mehr Spalten am Dentin (grün), als am Stift (rot) ($p < 0,001$). Bei den formkongruenten Kavitäten zeigten sich trotz gleicher Mediane von jeweils 0 % signifikant mehr Spalten an den Grenzflächen zu den Stiften (rot) ($p < 0,001$), als an den Grenzflächen zum Dentin.

4.3 Randspaltbildung in Abhängigkeit von den Schnitthöhen

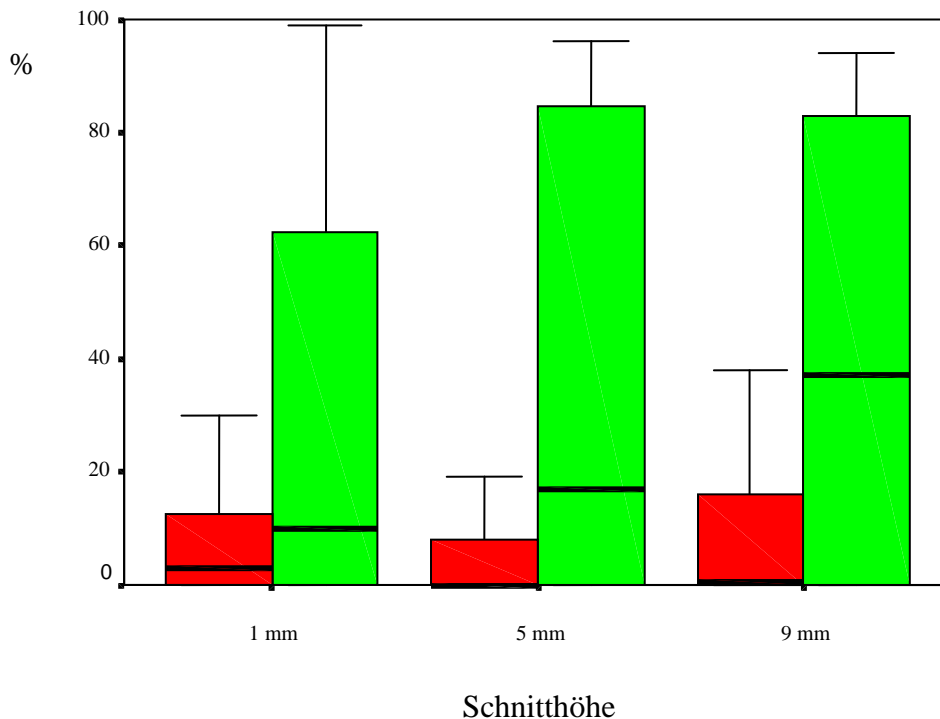


Abbildung 8 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in den verschiedenen Schnitthöhen 1 mm, 5 mm und 9 mm, unabhängig von der Kavitätengröße

Bei Betrachtung der Spaltformationen, sowohl in den übergroßen als auch formkongruenten Wurzelstiftkavitäten, zeigte sich in allen drei Schnitthöhen eine signifikant stärker ausgeprägte Randspaltbildung an den Grenzflächen zum Dentin (grün) als an den Grenzflächen zum Stift (rot) ($p < 0,001$).

Beim Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen zeigte sich an den Grenzflächen zum Dentin (grün) in der Tiefe eine signifikant stärker ausgebildete Spaltbildung als auf dem 1 mm-Level ($p = 0,003$). An den Grenzflächen zum Stift (rot) war auf dem 5 mm-Level gegenüber dem 1 mm-Level ($p = 0,014$) und dem 9 mm-Level ($p = 0,021$) die signifikant geringste Spaltbildung zu beobachten.

4.3.1 Randspaltbildung in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten

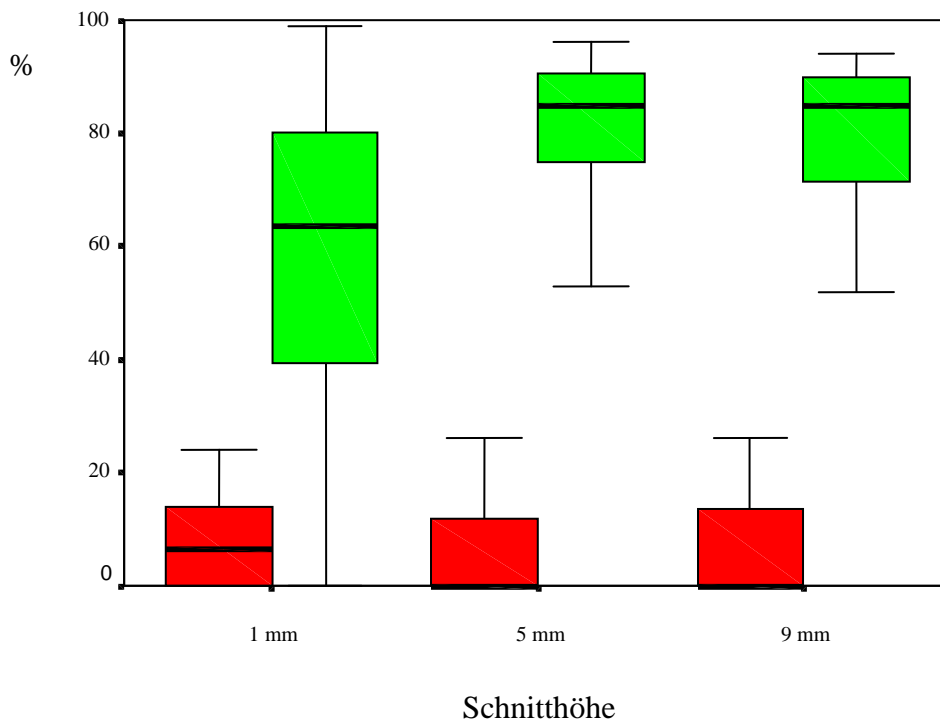


Abbildung 9 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in den verschiedenen Schnitthöhen 1 mm, 5 mm und 9 mm in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten

Bei Betrachtung der Spaltformationen in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten zeigte sich in allen drei Schnitthöhen eine signifikant stärker ausgeprägte Randspaltbildung an den Grenzflächen zum Dentin (grün) als an den Grenzflächen zum Stift (rot) ($p < 0,001$).

Beim Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen zeigte sich an den Grenzflächen zum Dentin (grün) auf dem 1 mm-Level eine signifikant geringere Spaltbildung als auf dem 5 mm-Level ($p < 0,001$) und dem 9 mm-Level ($p < 0,001$), während sich an den Grenzflächen zum Stift (rot) ähnlich gering ausgeprägte Randspaltbildungen beobachten ließen.

4.3.2 Randspaltbildung in den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

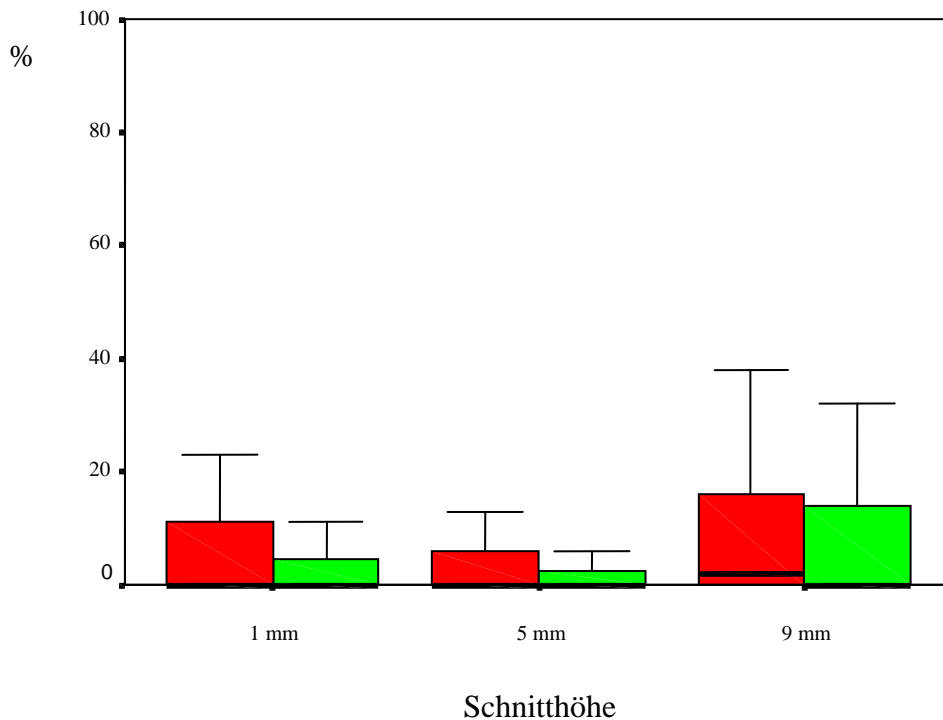


Abbildung 10 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in den verschiedenen Schnitthöhen 1 mm, 5 mm und 9 mm in den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

Bei Betrachtung der Spaltformationen in den formkongruenten Wurzelstiftkavitäten zeigte sich in allen drei Schnitthöhen, sowohl an den Grenzflächen zum Dentin (grün) als auch an den Grenzflächen zum Stift (rot), eine ähnlich ausgeprägte Randspaltbildung.

An den Grenzflächen zum Dentin (grün) zeigte sich auf dem 9 mm-Level, sowohl gegenüber dem 5 mm-Level ($p = 0,006$) als auch dem 1 mm-Level ($p = 0,026$), eine signifikant erhöhte Spaltbildung. An den Grenzflächen zum Stift war auf dem 9 mm-Level eine signifikant erhöhte Spaltbildung gegenüber dem 5 mm-Level zu beobachten.

4.4 Randspaltbildung in Abhängigkeit von den Materialkombinationen

4.4.1 Randspaltbildung bei Verwendung von Panavia® 21

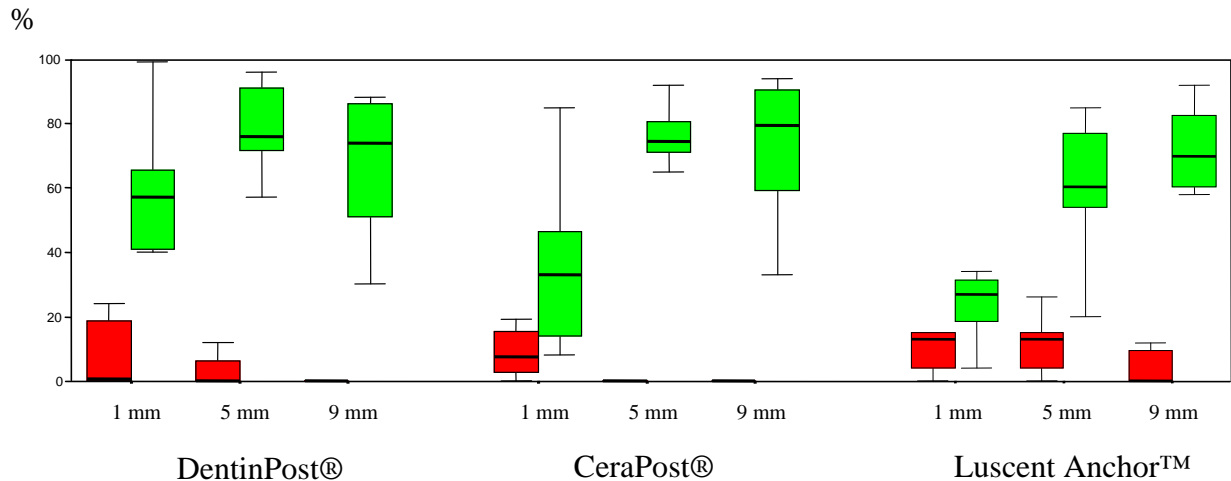


Abbildung 11 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) bei Verwendung von Panavia® 21 an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in übergroßen Wurzelstiftkavitäten

Vergleich der Grenzflächen (Panavia® 21/Stift und Panavia® 21/Dentin)

Bei allen getesteten Stiften traten mehr Spalten am Dentin (grün) als am Stift (rot) auf ($p < 0,001$).

Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen (1 mm, 5 mm und 9 mm)

An der Grenzfläche zum Stift (rot) fanden sich auf dem 1 mm-Level mehr Spalten als in der Tiefe ($p < 0,001$). Demgegenüber traten an der Grenzfläche zum Dentin (grün) auf dem 1 mm-Level signifikant weniger Spalten auf als in der Tiefe ($p < 0,001$).

Vergleich der Stifte

Mehr Spalten am Dentin (grün) fanden sich bei Verwendung des DentinPost® ($p = 0,041$). Bei der Verwendung des Luscent Anchor™ fanden sich mehr Spalten am Stift (rot) ($p = 0,010$).

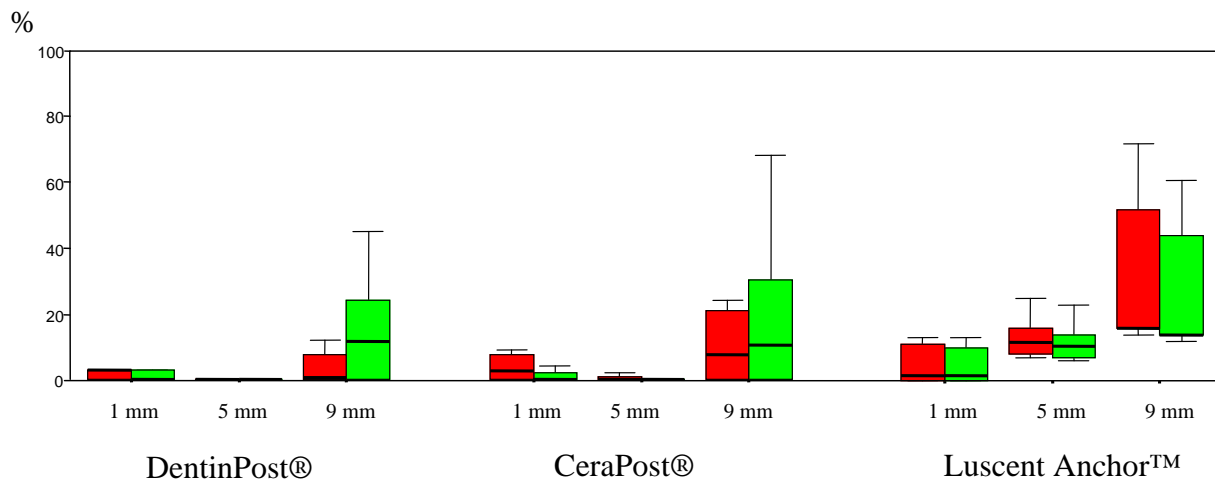


Abbildung 12 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) bei Verwendung von Panavia® 21 an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

Vergleich der Grenzflächen (Panavia® 21/Stift und Panavia® 21/Dentin)

Es gab keine signifikanten Unterschiede im Auftreten von Randspalten an den Grenzflächen zu den Stiften (rot) und zum Dentin (grün).

Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen (1 mm, 5 mm und 9 mm)

Auf dem 9 mm-Level fanden sich, sowohl am Stift ($p = 0,030$) als auch am Dentin ($p < 0,001$) mehr Spalten.

Vergleich der Stifte

Bei Verwendung des Luscent Anchor™ fanden sich an beiden getesteten Grenzflächen mehr Spalten als bei Verwendung des DentinPost® und CeraPost® ($p < 0,001$).

4.4.2 Randspaltbildung bei Verwendung von Variolink® II

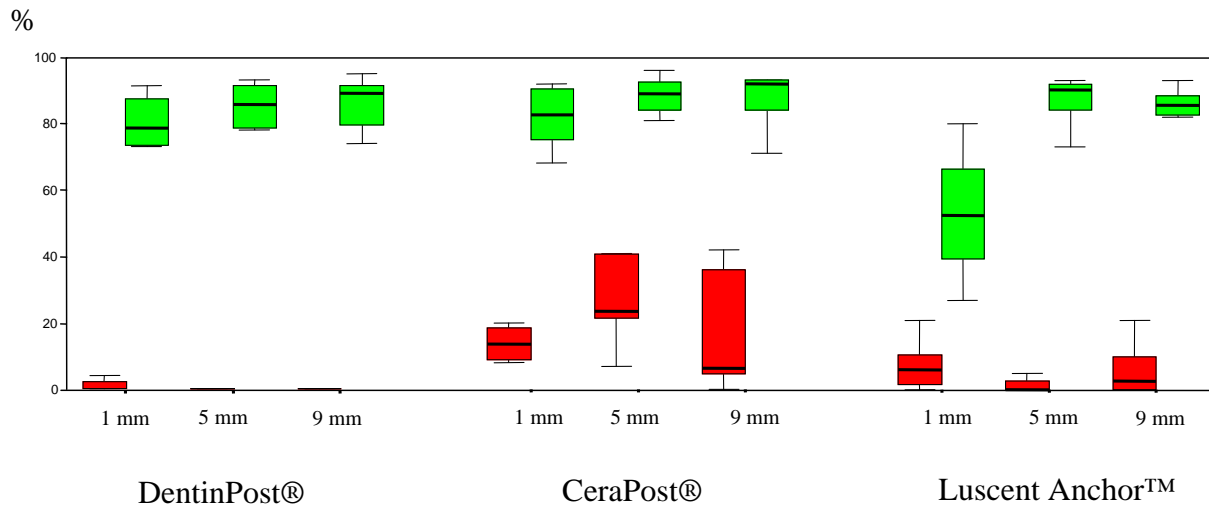


Abbildung 13 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) bei Verwendung von Variolink® II an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in übergroßen Wurzelstiftkavitäten

Vergleich der Grenzflächen (Variolink® II/Stift und Variolink® II/Dentin)

Bei allen getesteten Stiften fanden sich signifikant mehr Spalten am Dentin als am Stift ($p < 0,001$).

Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen (1 mm, 5 mm und 9 mm)

An der Grenzfläche zum Stift (rot) gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Leveln. Desgleichen traten an der Grenzfläche zum Dentin (grün), bei Verwendung des DentinPost® und CeraPost®, keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Leveln auf. Bei Verwendung von Luscent Anchor™ hingegen traten am 1 mm-Level signifikant weniger Spalten an der Grenzfläche zum Dentin (grün) auf, als bei 5 mm und 9 mm (jeweils $p < 0,001$).

Vergleich der Stifte

Bei Verwendung des CeraPost® zeigten sich an der der Grenzfläche zum Stift signifikant mehr Spalten als bei Verwendung des DentinPost® und Luscent Anchor™ auf (jeweils $p < 0,001$).

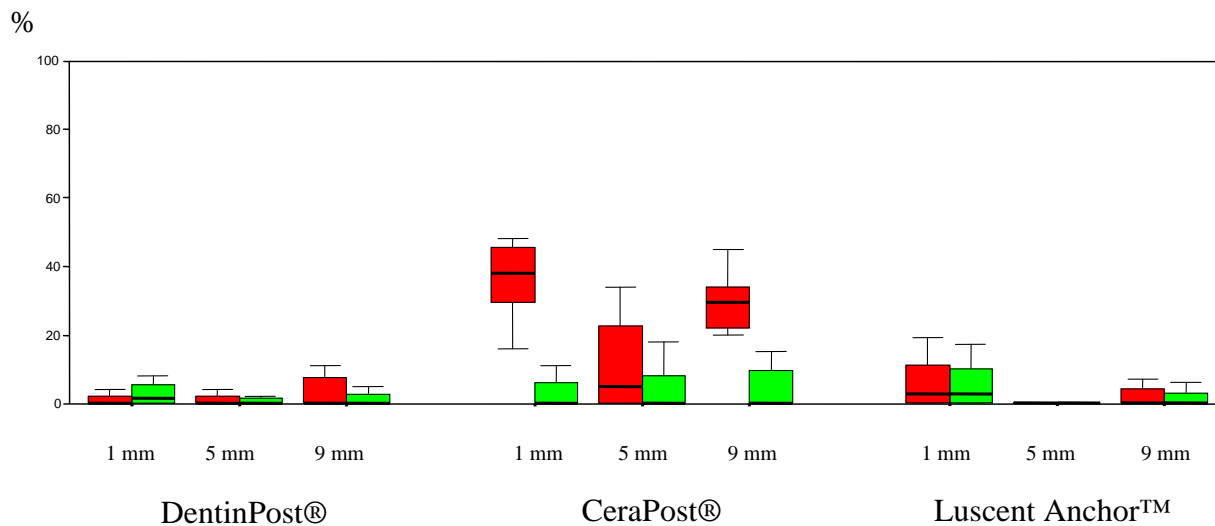


Abbildung 14 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) bei Verwendung von Variolink® II an den Grenzflächen zum Stift (rot) und zum Dentin (grün) in formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

Vergleich der Grenzflächen (Variolink® II/Stift und Variolink® II/Dentin)

Bei Verwendung von CeraPost® fanden sich auf dem 1 mm- ($p = 0,012$) und dem 9 mm-Level ($p = 0,017$) signifikant mehr Spalten am Stift (rot) als am Dentin (grün). In allen anderen Gruppen waren keine Unterschiede erkennbar.

Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen (1 mm, 5 mm und 9 mm)

Lediglich bei Verwendung von CeraPost® traten an der Grenzfläche zum Stift signifikante Unterschiede in der Randspaltbildung auf, so fanden sich auf dem 5 mm-Level signifikant weniger Spalten am Stift (rot) als auf dem 1 mm-Level ($p = 0,003$).

Vergleich der Stifte

Bei Verwendung von CeraPost® fanden sich am Stift signifikant mehr Spalten ($p < 0,001$) als bei Verwendung von DentinPost® und Luscent Anchor™.

4.4.3 Randspaltbildung bei Verwendung von Tetric® Ceram und Tetric® Flow in Kombination mit dem Stiftsystem Luscent Anchor™

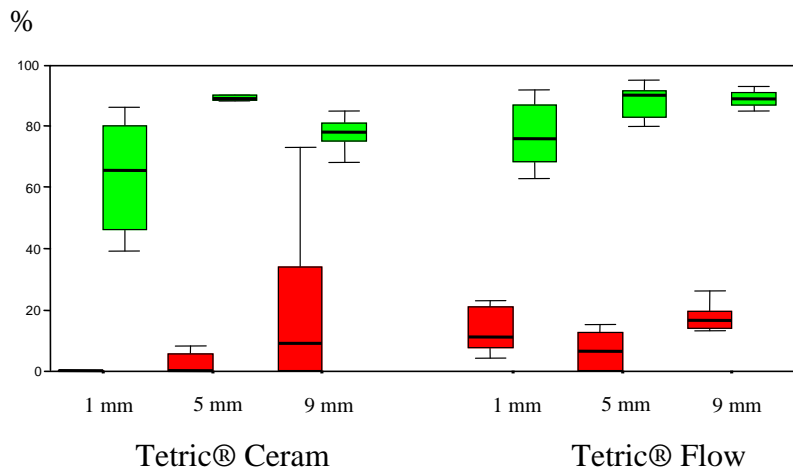


Abbildung 15 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) bei Verwendung von Tetric® Ceram und Tetric® Flow an den Grenzflächen zum Stift bei Verwendung des Luscent Anchor™ (rot) und zum Dentin (grün) in übergroßen Wurzelstiftkavitäten

Vergleich der Grenzflächen

Bei beiden getesteten Materialien fanden sich signifikant mehr Spalten am Dentin (grün) als am Stift (rot) (jeweils $p < 0,001$).

Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen (1 mm, 5 mm und 9 mm)

Auf 1 mm-Level fanden sich bei Verwendung von Tetric® Ceram sowohl am Dentin (grün), als auch am Stift (rot) die wenigsten Spalten, während sich auf dem 9 mm-Level bei Verwendung von Tetric® Ceram die meisten Spalten an der Fläche zum Stift (rot) fanden.

Vergleich bei Verwendung von Tetric® Ceram und Tetric® Flow

An der Grenzfläche zum Stift (rot) fanden sich bei Verwendung von Tetric® Flow mehr Spalten als bei Verwendung von Tetric® Ceram ($p = 0,001$).

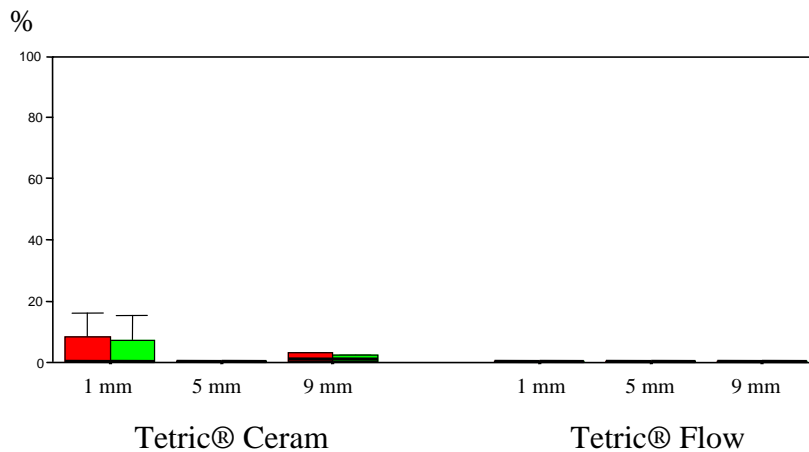


Abbildung 16 Boxplot-Diagramm (Median, Quartile) der Randspaltbildung (in %) bei Verwendung von Tetric® Ceram und Tetric® Flow an den Grenzflächen zum Stift bei Verwendung des Luscent Anchor™ (rot) und zum Dentin (grün) in formkongruenten Wurzelstiftkavitäten

Vergleich der Grenzflächen

Weder am Stift (rot) noch am Dentin (grün) traten bei insgesamt sehr geringer Spaltrate signifikante Unterschiede auf.

Vergleich der verschiedenen Schnitthöhen (1 mm, 5 mm und 9 mm)

Auch bei den verschiedenen Leveln ließen sich keine signifikanten Unterschiede finden.

Vergleich von Tetric® Ceram und Tetric® Flow

Trotz der nur geringen Spaltbildung fanden sich bei Verwendung von Tetric® Ceram signifikant mehr Spalten, sowohl an der Grenzfläche zum Stift (rot) ($p = 0,010$) als auch am Dentin (grün) ($p = 0,010$).

5 Diskussion

5.1 Methodische Fragen

5.1.1 Bovines versus humanes Zahnmaterial

Der Gebrauch von Rinderzähnen bei In-vitro-Untersuchungen ist in vielen Gebieten der Zahnerhaltung weit verbreitet. Da Rinderzähne in Schlachthöfen in großen Mengen leicht zu beschaffen sind, können so Untersuchungen mit einer größeren Anzahl von Proben durchgeführt werden. Für die vorliegende Randspaltanalyse war u.a. der adhäsive Verbund zwischen Komposit und Dentin von großer Bedeutung, da gerade durch die Stärke dieses adhäsiven Verbundes die Richtung der Polymerisationsschrumpfung beeinflusst wird (Versluis et al. 1998). Dieser Verbund wurde 1983 von Nakamichi et al. an humanem und bovinem Dentin getestet, wo gezeigt werden konnte, dass an der pulpanahen Oberfläche keine signifikanten Unterschiede bestehen.

Ebenso zeigen Anzahl der Dentinkanälchen und deren Durchmesser keine signifikanten Unterschiede. Auch ein Vergleich in Bezug auf biologische und physikalische Eigenschaften ist gut möglich (Schilke et al. 2000).

Gemessen in einer Tiefe von 100 µm unterhalb der Schmelz-Dentin-Grenze weist z.B. die Knoop-Härte von Rinderdentin keine signifikanten Unterschiede auf (Attin et al. 1998) und auch die Permeabilitätseigenschaften von Rinderfrontzahndentin entsprechen denen von humanem (Tagami et al. 1989).

Einige Autoren fordern trotzdem für die Untersuchung von adhäsiven Restaurationsmaterialien die Verwendung von humanem Dentin (Steward et al. 1990, Finger 1988). Die Durchführung von derart angelegten In-vitro-Studien mit einer entsprechenden Anzahl von vergleichbaren läsionsfreien Zähnen ist aber nur schwer zu realisieren (Oooka et al. 2004, Esser et al. 1998), daher wurden für diese Studie frisch extrahierte Rinderfrontzähne verwendet.

Festzuhalten bleibt, dass der adhäsive Verbund an bovinen Zähnen aufgrund der ähnlichen Dentinstruktur gut funktioniert, ein Vergleich jedoch zu humanen Zähnen, wie bei jeder anderen mit bovinem Zahnmaterial durchgeführten Studie auch, nur relativ möglich ist.

5.1.2 Materiallagerung und Wurzelkanalbohrung

Direkt nach der Extraktion wurden die Zähne in einer 0,1 %-igen Thymollösung gelagert, da eine solche Lösung das Austrocknen und eine bakterielle Besiedelung der Zahnproben verhindert. Eine Beeinflussung für die weitere Verarbeitung mit verschiedenen Befestigungsmaterialien durch dieses Lagermedium konnten Krejci et al. (1992) ausschließen. Eine Austrocknung der Zähne wurde verhindert, da die Zähne zum Zeitpunkt der Weiterverarbeitung und auch während der folgenden Arbeitsschritte stets feucht gehalten wurden. Während der Bohrung wurde ausschließlich mit Wasser gekühlt und abschließend wurden die Kanäle mit Ringerlösung gespült.

Häufig kommen im Rahmen der Wurzelkanalbehandlung Wasserstoffperoxid (3 %) und Natriumhypochlorit (1 %) als Wechselspülung zur Anwendung. Das Oxidationsmittel Wasserstoffperoxid ist sinnvoll bei der Entfernung von gelockerten Debris aus dem Wurzelkanal (Geurtsen und Heidemann 1993). Natriumhypochlorit wirkt sowohl gewebeauflösend, als auch antibakteriell (Spangberg und Langeland 1973) und ist in Konzentrationen über 0,5 % zytotoxisch. Um eine ausreichend antibakterielle Wirkung zu erzielen, sollten Präparate verwendet werden, die mindestens 1 % Natriumhypochlorit enthalten (Kaufmann und Keila 1989).

In dieser Studie wurde auf eine derartige Wechselspülung verzichtet, da nicht nur die Vorteile dieser Methode nach und nach in Frage gestellt werden, sondern auch in verschiedenen Studien gezeigt werden konnte, dass nicht allein die chemischen Eigenschaften einer Spüllösung entscheidend sind. Vielmehr entscheidet die sorgfältige Aufbereitung und dementsprechend auch die Eindringtiefe der Spülung in den Kanal über die Wirksamkeit der Lösung (Hellwig et al. 1995, Abou-Rass und Piccinino 1982).

5.1.3 Setzen der Stifte

Vor dem Setzen der Wurzelkanalstifte wurden die formkongruenten Kanäle mit Papierspitzen, bzw. die übergroßen Kanäle durch Luftstrom gründlich getrocknet. Anschließend wurde der Dentinhaftvermittler mit einem sogenannten Microbrush aufgetragen und leicht einmassiert. Bei Verwendung eines Microbrush zur Applikation des Dentinhaftvermittlers soll es zu einer homogenen Verbindung zwischen Wurzelkanaldentin und Dentinhaftvermittler kommen (Ferrari et al. 2001). Ist es möglich, das Wurzelkandentin präzise und kontinuierlich zu benetzen, kommt es zu einer signifikant besseren Ausbildung von „tags“ und dadurch zu einer besseren Haftkraft (Vichi et al. 2002, Ferrari et al. 2001, Miyasaka und Nakabayashi 1999).

Der Erfolg einer Dentinhaftvermittlung innerhalb eines Wurzelkanals hängt sowohl von der Praktikabilität und Anwenderfreundlichkeit des Adhäsivsystems, als auch von der Wurzelkanalanatomie ab. Auch die Zahnstellung, sowie Fertigkeit und Erfahrung des Behandlers spielen hierbei eine wichtige Rolle (Ferrari et al. 2000, Nakabayashi und Pashley 1998).

Nach Applikation der Haftvermittler sowohl am Wurzelkandentin als auch am Stift, wurden die Befestigungskomposite bei den übergroßen Kanälen in das Lumen injiziert oder bei den formkongruenten Kanälen direkt am Stift in den Kanal eingebracht. Je nach System wurden die Materialien vorschriftsmäßig, sowohl maschinell als auch manuell, angemischt.

5.1.4 Aushärtung

Da direkt nach dem Setzen der Stifte alle Proben mit einer Polymerisationslampe vom koronalen Ende des Stiftes bestrahlt wurden, ist während der Bestrahlung von einer Temperaturerhöhung durch Wärmeentwicklung auszugehen. Diese Temperaturerhöhung durch die Wärmelampe beeinflusst die Polymerisationsgeschwindigkeit positiv (Usumez und Ozturk 2004, Uhl et al. 2003, Li et al. 1996). Dieser Effekt bezieht sich aber nur auf den obersten ersten Millimeter ab der Oberfläche (Knezevic et al. 2001). Diese Tatsache konnte bei unserer Studie umgangen werden, da die ersten Messungen in der Schnittebene in 1 mm Tiefe lagen. In tieferen Bereichen haben die Aushärtelampen nur noch eine Temperaturschwankung von wenigen Grad zur Folge (Hannig und Bott 1999).

5.1.5 Thermocycling

Alle Prüfkörper wurden in der vorliegenden Studie einer thermischen Wechselbelastung (1000 Zyklen mit einer Tauchzeit von 90 s mit den Temperaturen von 5 °C und 55 °C) unterzogen. Bei diesem Vorgehen werden die Proben einer physikalischen Belastung ausgesetzt, um die Materialien und ihren adhäsiven Verbund zu testen. Die Bedeutung der Temperaturwechselbelastung bei der Simulation von Bedingungen, wie sie in der Mundhöhle zu finden sind, wird kontrovers diskutiert, da bei diesen thermozyklischen Wechselbelastungen an den Prüfkörpern der Verschleiß und die Belastungen von Restaurationen in der Mundhöhle nicht exakt simuliert werden können.

Dennoch führen sie zum Beispiel zu einer Beeinflussung der marginalen Adaption von Füllungen (Attin et al. 1994, Hannig et al. 1994) oder es kommt, wie in einer Untersuchung von Rosin et al. (2000) festgestellt, zu einer negativen Beeinflussung der Haftung zwischen Dentin und Komposit.

Ebenfalls wird in der Literatur eine Zunahme der Randspaltbildung in Abhängigkeit der Belastungszyklen oder einer Abnahme der Frakturresistenz der Materialien beschrieben (Huang et al. 2004, Medina Tirado et al. 2001, Krejci et al. 1994).

Demgegenüber stehen Untersuchungen, beispielsweise von Munksgaard et al. (1985), die bei einer thermischen Wechselbelastung (zwischen 15 °C und 55 °C) keine negativen Einflüsse sowohl auf chemisch härtende als auch auf lighthärtende Komposite und ihren adhäsiven Verbund beobachteten. Eine vergleichbare Studie mit ähnlichen Ergebnissen lieferten Purton et al. (2003) und in einer Studie, bei der die Abzugskraft nach unterschiedlichen Belastungszyklen untersucht wurde, konnten ebenfalls keine signifikanten Änderungen beobachtet werden (Burger et al. 1992). Diese unterschiedlichen Ergebnisse sind möglicherweise auf die Verwendung der verschiedenen Materialkombinationen zurückzuführen.

Feilzer et al. (1988) zeigten in einer In-vitro-Studie, dass eine Quellung im wässrigen Milieu das Volumenverhalten von Füllungsmaterialien beeinflusst und demzufolge auch der Wassergehalt eines Füllungsmaterials dessen Füllungseigenschaften (Nicholson et al. 1992). Desweiteren ist der thermische Ausdehnungskoeffizient von Kompositen gegenüber Zahnschmelz fünffach und gegenüber Dentin mehr als achtfach höher (Geurtsen 1989). Diese unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten führen dazu, dass bei thermischen Belastungen entweder Spalten zwischen Füllungsmaterial und Zahn entstehen oder, bei ausreichender Haftung an den Kavitätenwänden, Spannungen innerhalb der Füllung auftreten (Torstenson

und Brännström 1988). In weiteren Untersuchungen wurde ein Zusammenhang zwischen dem thermischen Ausdehnungskoeffizienten und dem Auftreten von Randspalten beobachtet (Bullard et al. 1988). Im Gegensatz zu einer Studie, die vier Jahre später durchgeführt wurde, bei der wiederum keine Materialbeeinträchtigung durch einen unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten nach Temperaturwechselbelastung festgestellt wurde (Wendt et al. 1992). Es wird lediglich eine Simulation von Wasseraufnahme und Hydrolisierungsprozessen diskutiert. Trotzdem wäre es von Vorteil, um das Risiko einer Randundichtigkeit zu reduzieren, wenn ein Komposit ein möglichst ähnliches thermisches Ausdehnungsverhalten zeigt, wie die Zahnhartsubstanzen (Lutz et al. 1976).

Unter Abwägung der verschiedenen Ergebnisse halten wir dennoch die Temperaturwechselbelastung für ein etabliertes und geeignetes Verfahren für die Simulation von „Alterungsprozessen“, wie sie in der Mundhöhle vorfindbar sind.

5.1.6 Schneiden der Proben

Das Schneiden der Proben erfolgte mit einem diamantierten Sägeband rechtwinklig zur Probenoberfläche. Dieser Vorgang könnte als Ursache für eine artifizielle Spaltbildung, eine Gefügelockerung, eine Mikrozertrümmerung oder als eine postreaktive Beeinflussung der Polymerisation betrachtet werden. Trotz dieser Vermutungen haben wir uns jedoch für das Schneiden mit der diamantierten Bandsäge entschieden, da in anderen Studien mit ähnlichem Versuchsaufbau eine Bildung von Artefakten infolge des Schneidevorgangs nicht beobachtet werden konnte (Luo et al. 2002).

5.1.7 Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop in Verbindung mit der Replikatechnik hat sich als eine genaue und zuverlässige Methode zur Beurteilung der Randständigkeit adhäsiver Restaurationen erwiesen (Hashimoto et al. 2001, Manhardt et al. 2001, Li et al. 2000, Dietrich et al. 1999, Krejci et al. 1999). Das Rasterelektronenmikroskop hat gegenüber dem Lichtmikroskop ein 1000-fach gesteigertes Auflösungsvermögen und eine erheblich bessere Tiefenschärfe (Riedel und Vahl 1967).

Die Mikromorphologie von Wurzelkanalfüllmaterialien oder die Wandständigkeit in der jeweiligen Schnitthöhe einer Wurzelkanalfüllung können mit dem Rasterelektronenmikroskop sehr genau beurteilt werden (Oberschachtsiek und Petschelt 1985, Grasser et al. 1983, Fromme et al. 1970).

Damit Zahnproben im Rasterelektronenmikroskop betrachtet werden können, muss die in ihnen enthaltene Flüssigkeit vollständig entzogen werden, was zu Stress-Entlastungs-Spalten führen kann (Seichter 1986). Die indirekte Methode über die Herstellung von Repliken weist diesen Nachteil nicht auf. Mit dünnfließenden, additionsvernetzenden Silikonen können in Verbindung mit entsprechenden Epoxidharzen detailgetreue Repliken hergestellt werden (Seichter und Herforth 1980).

Aus diesen Gründen wurde für die vorliegende Studie die indirekte Methode benutzt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Durch die stetige Weiterentwicklung endodontischer Therapie- und Restaurationsmöglichkeiten hat sich die Langzeitprognose endodontisch behandelter Zähne in den letzten Jahren entscheidend verbessert (Fernandes et al. 2003). Durch intraradikuläre Verankerung in Kombination mit einer prothetischen Rekonstruktion kann ein endodontisch behandelter Zahn in seiner Funktion nahezu wieder vollständig hergestellt werden (Turner 1982). Das Versorgungsangebot für Stiftkernaufbauten reicht hierbei mittlerweile vom individuellen über den semikonfektionierten bis hin zum konfektionierten Stiftsystem (Baraban 1988).

Obwohl man bei der Restauration endodontisch behandelter Zähne in den letzten Jahren zahlreiche Erkenntnisse gewonnen hat und in Folge dessen viele neue Stiftsysteme entwickelt wurden, wird dieses komplexe Thema weiterhin kontrovers diskutiert (Nothdurft et al. 2008, Fokkinga et al. 2005, Morgano und Brackett 1999). So beinhaltet die Frage nach einer entsprechenden Therapiemöglichkeit endodontisch behandelter Zähne auch zwangsläufig die Frage nach einem passenden Stiftsystem (Morgano et al. 2004). Ist es doch wünschenswert, dass eine Stiftinsertion den endodontisch behandelten Zahn primär stabilisiert und nicht noch zusätzlich schwächt (Nothdurft et al. 2008, Fokkinga et al. 2005, Morgano und Brackett 1999, Morgano 1996, Guzy und Nichols 1979). Ausschlaggebend hierfür ist nicht hauptsächlich das gewählte Stiftsystem. Vielmehr führen einerseits geringe Retentionsflächen zu einer erhöhten Zementbelastung in der Wurzel, andererseits bleibt die Tatsache, dass endodontisch behandelte Zähne aufgrund der Wurzelkanalaufbereitung dünnwandig sind und somit eine geringere Stressresistenz besitzen. Die Stabilität eines Zahnes ist direkt proportional zur verbleibenden Restzahnschubstanz. Somit ist substanzhaltendes Arbeiten, wenn möglich, eine wichtige Voraussetzung für den Erfolg einer Stiftrestauration (Fernandes und Dessai 2001, Assif et al. 1993, Sorensen 1988, Leary et al. 1987).

In Situationen mit ausgedehntem koronalem Zahnhartsubstanzdefekt ist das Setzen eines Wurzelkanalstiftes vor der prothetischen Rekonstruktion nahezu unumgänglich, um eine permanente Verankerung des koronalen Aufbaus zu gewährleisten (Morgano et al. 2004, Morgano und Brackett 1999, Stockton 1999).

Stockton (1999) hat diesbezüglich in einer seiner Übersichtsarbeiten einige Faktoren aufgeführt, die z. B. für eine ausreichende Stiftretention von Bedeutung sind. So sind neben dem Befestigungsmaterial und dessen Aushärtung das Gesamtdesign des gewählten Stiftsystems und bezüglich der Wurzelkanalform und dessen Präparation hauptsächlich die Länge und der Durchmesser ausschlaggebend. Wie auch in unserer Studie gezeigt werden

konnte, liegen die Ergebnisse der Randspaltbildung am Dentin aller getesteten Materialkombinationen in den übergroßen Wurzelstiftkavitäten weit hinter den Ergebnissen der formkongruenten Wurzelstiftkavitäten. An der Grenzfläche zum Stift hingegen liegen die Werte der übergroßen Wurzelstiftkavitäten nicht deutlich über denen der formkongruenten. Ein Grund für diese Randspaltbildung am Dentin könnte die Polymerisationsschrumpfung sein. Durch eine breitere Klebefuge wird ein größerer Weg der Schrumpfung zurückgelegt, was zu einer größeren Belastung im Bereich des Dentin-Adhäsiv-Verbundes führt (Braga und Ferracane 2002). Es bleibt aber die Frage offen, ob die Randspalten bereits bei der Polymerisation oder erst später durch die Thermowechselbelastung entstanden sind.

In unserer Untersuchung konnten wir beobachten, dass z.B. die Schnitthöhe in der Gruppe der übergroßen Wurzelstiftkavitäten an der Grenzfläche zum Stift keinen signifikanten Einfluss hat. Während an der Grenzfläche zum Dentin auf dem 1 mm-Level mit einer Mediane von ca. 65 % eine signifikant geringer ausgeprägte Randspaltbildung beobachtbar war, als auf dem 5 mm-Level und dem 9 mm-Level.

In der Gruppe der formkongruenten Kavitäten lässt sich an beiden Grenzflächen, sowohl auf dem 1 mm-Level als auch dem 5 mm-Level mit einem jeweiligen Medianen von 0 %, eine tendenziell etwas geringere Randspaltbildung beobachten als auf dem 9 mm-Level.

Das lässt die Vermutung zu, dass in den oberen Schichten zunächst einmal keine negative Beeinflussung durch eine stärkere Thermowechselbelastung stattgefunden hat und, was zu erwarten war, auch eine ausreichende Eindringtiefe der Lichtstrahlung für eine suffiziente Polymerisationsreaktion gesorgt hat (Caughman et al. 2001, El-Badawy und El-Mowafy 1995). Die bei dieser gesamtstatistischen Betrachtung in den tieferen Regionen tendenziell höheren Werte könnten darauf zurückzuführen sein, dass in diesem sehr schmalen, apikalen Kanalbereich auch das Einbringen des Befestigungskomposits etwas problematisch ist.

Probleme mit dem Stiftsystem selbst sind weniger häufig und nicht so schwerwiegend, da sie einfacher zu behandeln sind. Hier tritt die höchste Misserfolgsrate bei aktiven Schraubensystemen auf (Mentink et al. 1993, Lindé 1984). Angesichts aber einer sonstigen, meist notwendigen Extraktion, erscheint eine Misserfolgsrate 13-30 % innerhalb von 6-8 Jahren als akzeptabel (Torbjorner und Fransson 2004). Eine andere 25-jährige Follow-up-Studie zeigte ebenfalls eine ähnliche Erfolgsquote bei der Verwendung von fabrikgefertigten konischen Wurzelkanalstiften (Weine et al. 1991). Die Autoren schlussfolgerten in dieser Studie, dass bei qualitativ hochwertigem endodontischem Vorgehen, auch für stark zerstörte Zähne ein entsprechend gutes Ergebnis zu erwarten ist. Die Mehrheit der verwendeten Stifte

wurde mit ZOP eingesetzt. Creugers et al. (2005) berichten in einer randomisierten, klinischen Studie über eine 96 %-ige Überlebensrate direkter Schraubenaufbauten und indirekter Goldkernstiftaufbauten nach 5 Jahren. In dieser Studie stellten die Autoren fest, dass keine Unterschiede in der Überlebensrate bezüglich der Aufbauten vorhanden waren. Wohl aber wirkte sich die Dentinresthöhe nach Präparation auf die Langlebigkeit der Stiftaufbauten aus.

Für modernere, faserverstärkte Stiftsysteme werden heutzutage, wie bereits erwähnt, gerne Befestigungszemente auf Kunststoffbasis verwendet, welche eine Misserfolgsrate von 0-10 % innerhalb von 1-4 Jahren aufweisen (Malferrari et al. 2003, Mannocci et al. 2002, Ferrari et al. 2000, Glazer 2000, Fredriksson et al. 1998). In einigen Studien war die Patientenauswahl jedoch nicht eindeutig klar definiert und einige Schlussfolgerungen erschienen nicht objektiv genug. So werden beispielsweise in einer Studie (Glazer 2000) Karbonfaserstifte als sicherstes Stiftsystem genannt, ohne diese mit anderen Stiften zu vergleichen. In einer anderen Studie (Ferrari et al. 2000) wird kein technisches Versagen bei Verwendung faserverstärkter Wurzelkanalstifte erwähnt, obwohl in einigen Fällen ein Retentionsverlust des Wurzelkanalstifts vorlag. Zusammenfassend sind keine größeren Unterschiede bezüglich der Misserfolgsrate bei verschiedenen Stiftsystemen offensichtlich. Man muss jedoch auch erwähnen, dass in diesen Studien sowohl der Einfluss der Restzahnschubstanz, der sog. Ferrule-Effekt der Krone, als auch die Kaukraft und deren Einwirkungsachse nicht untersucht wurden. Diese Faktoren muss man hinsichtlich der Überlebensrate von Stiftrestorationen sicherlich eine mindest ebenso wichtige Bedeutung beimessen, wie der Auswahl des passenden Stiftsystems.

Zur Rekonstruktion eines endodontisch behandelten Zahnes mit ausgedehntem koronalem Zahnhartsubstanzdefekt, stehen heutzutage vermehrt zahnfarbene Wurzelkanalstifte zur Verfügung, die auch zu einem ästhetisch ansprechenden Ergebnis führen sollen. Diese bestehen z.B. aus Zirkonoxidkeramik oder glasfaserverstärktem Komposit (Butz et al. 2001, Strub et al. 2001, Edelhoff et al. 2000, Morgano und Brackett 1999, Dietschi et al. 1997, Purton und Payne 1996, Torbjørner et al. 1996, Kern et al. 1995). Neben den ästhetischen Vorteilen werden die Biegefestigkeiten und Biokompatibilität von Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik angeführt. Mit faserverstärkten Wurzelstiften wird ein vermindertes Frakturrisiko aufgrund ihres dentinähnlichen E-Moduls und eine erleichterte Revidierbarkeit in Verbindung gebracht (Pfeiffer et al. 2002, Rosentritt et al. 2000, Mannocci et al. 1999, Morgano und Brackett 1999, Stockton 1999, Fischer et al. 1998, Isidor et al. 1996). Zudem geht man davon aus, dass es zwischen Stiftmatrixbestandteilen und Polymeren des Befestigungsmaterials zu einer dauerhaften chemischen Bindung kommt. Die Erforschung

dieses Verbundes und seiner Festigkeit ist ein Hauptanliegen gegenwärtiger Forschungsarbeiten (Wrbas et al. 2006, Torbjorner und Fransson 2004). Auch wir haben in unserer In-vitro-Untersuchung aufgrund dieser Aktualität Wurzelkanalstifte z.B. aus Zirkonoxidkeramik und glasfaserverstärkte Wurzelkanalstifte eingesetzt.

Vornehmlich beruhen die Misserfolge bei einer Stiftrestauration auf einem Retentionsverlust des Stiftes, wohingegen ein Misserfolg im Sinne einer Wurzelfraktur die Extraktion des Zahnes oder des Wurzelfragments als die schwerwiegendste Folge nach sich zieht (Ferrari et al. 2000, Cohen et al. 1997, Torbjorner et al. 1995, Mentink et al. 1993, Sorensen und Martinoff 1984, Turner 1982).

In mehreren Untersuchungen hat man die Retention eines Wurzelstifts aus einer karbonfaserverstärkten Epoxidmatrix (Composipost®, RTD) in Kombination mit Zementen auf Kunststoffbasis untersucht. Höhere Retentionswerte waren jedoch bei Metallstiften mit aufgerauter Oberfläche zu beobachten (Drummond 2000, Purton und Payne 1996, Purton und Love 1996). Auch in einer kürzlich veröffentlichten In-vitro-Studie von Schönbrodt et al. (2003) zeigten sich höhere Abzugskräfte bei Stiften mit mechanisch oder chemisch behandelter Oberfläche. Hierbei wurden die gleichen präfabrizierten Wurzelstifte (Fa. Komet, Gebr. Brassler, D-Lemgo) wie in unserer Studie verwendet. Bei den Stiften aus Zirkonoxid und den glasfaserverstärkten Stiften verzeichneten Schönbrodt et al. (2003) ähnliche Retentionswerte, während bei Titanstiften jedoch die höchsten Abzugskräfte zu beobachten waren. Zur Erhöhung der Haftfestigkeit empfahlen die Autoren eine tribochemische Beschichtung der Stiftoberfläche. Versieht man faserverstärkte Wurzelstifte mit oberflächlichen Rauigkeiten, so finden sich ähnliche Retentionswerte wie für Metallstifte (Love und Purton 1996), was vermuten lässt, dass der Verbund zwischen Wurzelstift und Befestigungszement eher ein mechanischer als ein chemischer ist. Dies wird auch durch einige Studien untermauert, die bei faserverstärkten Stiften einen Retentionsverlust durch ein Versagen des Stift-Zement-Verbundes verzeichneten (De Santis et al. 2000, Drummond 2000, Purton und Payne 1996). Die Epoxidmatrix dieser modernen Stiftsysteme scheint weitestgehend auspolymerisiert, sodass eine weitere Reaktion zwischen Matrixbestandteilen und dem Befestigungsmaterial nicht zu erwarten ist.

Trotz dieser Vermutungen haben wir in unserer Studie mit den von uns eingesetzten Stiftsystemen ein insgesamt recht ansprechendes Ergebnis beobachten können. Am besten schnitt in unseren Untersuchungen der in die formkongruenten Wurzelstiftkavitäten eingesetzte Luscent Anchor™ ab. In dieser Gruppe zeigte die Kombination Luscent

Anchor™/Tetric® Flow mit Excite® DSC die besten Ergebnisse. Ebenfalls sehr gute Ergebnisse zeigten die Kombinationen Luscent Anchor™/Tetric® Ceram mit Excite® DSC und Luscent Anchor™/Variolink® II mit Excite® DSC. Auch der DentinPost® zeigt in Kombination mit Variolink® II in dieser Gruppe recht ansprechende Ergebnisse. Ähnlich gute Ergebnisse zeigte Isidor et al. (1996) in einer In-vitro-Studie. Sie untersuchten ebenfalls an Rinderzähnen das Belastungsverhalten von Wurzelstiften aus Karbonfasern nach adhäsiver Zementierung. Alle gesetzten Wurzelstifte hielten 260 000 Belastungszyklen stand. Lediglich bei vier Zähnen war makroskopisch eine inkomplette Längsfraktur der Wurzel zu verzeichnen. Verglichen mit einer nahezu identischen Untersuchung der Arbeitsgruppe um Isidor (1992), in welcher Titanstifte und konventionelle Stiftkernaufbauten mit ZOP in Rinderzahnwurzeln zementiert wurden, schnitten die modernen Wurzelstifte eindeutig am besten ab. Die Autoren führten die erhöhte Belastbarkeit der Karbonfaserstifte teilweise auf deren dentinähnliches E-Modul zurück. Karbonfaser- und Glasfaserstifte besitzen beide ein dentinähnliches E-Modul, wohingegen das E-Modul beispielsweise von metallischen Stiften um einiges größer ist, als das von Dentin (Assif et al. 1993, Duret et al. 1990, Assif et al. 1989, Craig und Peyton 1958). Auch Dietschi et al. (1997) berichteten in einer ähnlich aufgebauten Studie über gute Ergebnisse mit Karbonfaser- und Glasfaserstiften.

Man muss jedoch erwähnen, dass In-vitro-Untersuchungen zwar einige wichtige Anhaltspunkte für Restaurationsmöglichkeiten mit Wurzelkanalstiften liefern, in ihrer Aussagekraft jedoch eingeschränkt sind, da die äußerst komplexe biophysiological und biochemische Situation der Mundhöhle nur sehr schwer simulierbar ist (Torbjörner und Fransson 2004).

Um nun eine hohe Erfolgsquote im Hinblick auf einen guten, adhäsiven Verbund nach einer Stiftinsertion zu erzielen, sind nicht nur einige wichtige Faktoren bei der Auswahl des passenden Stiftmaterials zu beachten. Vielmehr spielt auch die Wahl des passenden Befestigungsmaterials bezüglich seiner Eigenschaften eine wichtige Rolle (Stockton 1999). Dies bedeutet, dass die Dauerhaftigkeit des Haftmechanismus eines Befestigungszementes in erster Linie abhängig von dessen Kompressionsfähigkeit, Biegeverhalten und Adhäsivkraft ist. Weiterhin sind für einen dichten Verbund das plastische Verformungspotential, ein sog. Microleakage, und Quellung des Verbundmaterials durch Wasseraufnahme von Bedeutung. Zusätzlich spielen auch die Verarbeitbarkeit und das Fließverhalten beim Anmischen, sowie das jeweilige Abbindeverhalten und die Aushärtungsdauer eine wichtige Rolle (Morgano et al. 2004).

Aufgrund langjähriger Erfahrung im Umgang mit Zinkoxidphosphatzement (ZOP) und damit erzielter, guter Langzeitergebnisse, ist dieser Zement für viele Anwender, auch wegen seiner einfachen Handhabung, nach wie vor das Material der Wahl (Jokstad und Mjör 1996). Hierbei kommt es zu einem Haftverbund durch eine mechanische Verzahnung zwischen Oberflächenrauigkeiten im Dentin und am Restaurationsmaterial (Torbjörner und Fransson 2004). Nachteilig bei der Verwendung von ZOP ist seine Löslichkeit im oralen Milieu, vor allem in Anwesenheit von Säure. Dadurch kann es zu einem Adhäsionsverlust kommen (Morgano et al. 2004). Desweiteren kommen Polycarboxylatzemente zum Einsatz, welche zwar auch eine hohe Löslichkeit im oralen Milieu zeigen, aber eine chemische Dentinbindung eingehen (Wilson et al. 1983, Smith 1968).

Weit verbreitet sind auch Glasionomerezemente (GIZ), wie beispielsweise Ketac-Cem®, er zeichnet sich durch eine Fluoridionenabgabe aus. Es konnte jedoch keine karioprotektive Langzeitwirkung nachgewiesen werden (Staninec et al. 1988). Hauptnachteil konventioneller GIZ ist deren protrahierte Abbindereaktion, sodass es erst nach Tagen zu einer maximalen Aushärtung kommt (Matsuya et al. 1996, Mojon et al. 1992).

Neben konventionellen GIZ existieren auch resinmodifizierte GIZ, welche härter als konventionelle GIZ sind und ebenfalls Fluoridionen abgeben (Chung et al. 1998, Musa et al. 1996). Resinmodifizierte GIZ sind unlöslich in Mundflüssigkeit und besitzen eine hohe Komprimierbarkeit (Tjan und Li 1992). Hydrophile Monomere können als Bestandteile dieser Zemente zu einer Quellung durch Wasseraufnahme führen und damit eine Expansion verursachen (Irie und Nakai 1998, Small et al. 1998). Hierbei kann es zu einer Fraktur vollkeramischer Kronen kurz nach deren Zementieren kommen (Sindel et al. 1999). In einer anderen In-vitro-Untersuchung konnte jedoch kein erhöhtes Frakturrisiko für vollkeramische Restaurationen, die mit resinmodifiziertem GIZ zementiert und 60 Wochen feucht gelagert wurden, festgestellt werden. Letztendlich sollten diese Zemente sehr vorsichtig eingesetzt werden, da das Risiko einer vertikalen Wurzelfraktur oder Kronenfraktur nicht zu vernachlässigen ist (Morgano et al. 2004).

Eine relativ neue Art von Zementen, die im Rahmen einer Stiftrestauration zur Anwendung kommen, sind Kunststoffzemente. Diese kommen mittlerweile recht häufig bei der Verwendung moderner, faserverstärkter Stiftsysteme zur Anwendung. Hierbei werden Misserfolgsraten zwischen 0 und 10 % in einem Zeitraum von 1-4 Jahren angeführt (Malferrari et al. 2003, Mannocci et al. 2002, Ferrari et al. 2000, Glazer 2000, Fredriksson et al. 1998). Kunststoffzemente führen zu einem mechanischen und chemischen Verbund an

Zahnhartsubstanzen. Zahlreiche Studien schreiben diesen Zementen höhere Retentionswerte bei Zugbelastung und ein verbessertes Verschleißverhalten zu (Mezzomo et al. 2003, Nissan et al. 2001, Duncan und Pameijer 1998, Junge et al. 1998, Ayad et al. 1997, Leary et al. 1995, Chan et al. 1993, Standlee und Caputo 1992, Assif und Ferber 1982). Desweiteren wird in der Literatur durch die adhäsive Eingliederungstechnik eine Stabilisierung der frakturgefährdeten Restzahnhartsubstanz nachgewiesen (Mendoza et al. 1997). Es existieren jedoch auch Untersuchungen mit gegenteiligen Ergebnissen (Schwartz et al. 1998, Mendoza und Eakle 1994, Tjan und Nemetz 1992). Eine mögliche Erklärung hierfür sehen die Autoren in der Tatsache, dass Eugenol, welches in den meisten Sealern enthalten ist (Morgano und Brackett 1999), zu einer Störung des Polymerisationsvorganges führen kann. Da in unserer Studie kein Sealer zur Anwendung kam, können wir eine derartige Alteration ausschließen.

Kunststoffzementen wird auch eine höhere Dichtigkeit als anderen Zementen zugeschrieben (Reid et al. 2003, Mannocci et al. 2001, Bachicha et al. 1998). Die Vorteile bei Verwendung von Kunststoffzementen werden zusätzlich durch deren dentinähnliches E-Modul unterstützt. Ein dentinkompatibler, elastischer Zementmantel, der gewissermaßen ein inneres Rohr bildet und an das Wurzelentin bindet, hätte das Potential klinisch dünnwandige Wurzeln zu verstärken (Mendoza et al. 1997, Saupe et al. 1996). Junge et al. (1998) zeigten in einer Studie, dass mit Kunststoffzement eingesetzte Stifte einer zyklischen Belastung besser standhielten, als Stifte, die mit ZOP oder resinmodifiziertem GIZ eingesetzt wurden. Viele Kliniker berichten von exzellenten Ergebnissen in Kombination mit faserverstärkten Wurzelkanalstiften. Es liegt nahe, dass dieses Resultat eher auf der Verwendung eines Kunststoffzementes beruht, als auf der Wahl des Stiftmaterials (Torbjørner und Fransson 2004). Auch wir können in unserer In-vitro-Untersuchung diesen Trend erkennen. Kunststoffzemente sind jedoch von ihrer technischen Handhabung aufwendiger und schwieriger und somit letztendlich auch störungsanfälliger als beispielsweise ZOP (Torbjørner und Fransson 2004). So berichten Sano et al. (1998), dass von unterschiedlichen Anwendern im Umgang mit den gleichen Materialien unterschiedliche Ergebnisse erzielt wurden. Um diesen Einfluss zu umgehen, wurden einzelne Versuchsschritte in unserer Studie immer von derselben Person durchgeführt. Eine ausreichende Lichthärtung von Wurzelkanalstiften, welche mit lichthärtendem Kunststoffzement in den Wurzelkanal eingebracht werden, ist bis in die apikale Wurzelregion nicht immer sicher zu gewährleisten und setzt ein sauberes und akkurates Vorgehen seitens des Behandlers voraus (Schwartz und Robbins 2004, Torbjørner und Fransson 2004). Ferrari et al. (2001) empfehlen in ihrer Studie, Wurzelkanalstifte mit einem chemisch- oder dualhärtenden Kunststoffzement einzusetzen.

Zudem schlagen sie bei Verwendung eines Dentinhaftvermittlers die Benutzung eines sog. Mikrobrush vor, um ein ausreichendes Einmassieren des Haftvermittlers in das Wurzelentin zu gewährleisten und somit einen einheitlichen Verbund entlang der gesamten Kanalwand zu erzielen. Aus diesem Grund haben wir in unserer In-vitro-Untersuchung auch einen sog. Microbrush verwendet, um eine ausreichende Applikation von Dentinhaftvermittler in den Wurzelkanal zu garantieren. Grundsätzlich muss man sich jedoch auch fragen, inwieweit ein suffizienter, adhäsiver Verbund an Wurzelentin überhaupt möglich ist. Dentin und vor allem Wurzelentin sind sehr variabel strukturierte Zahnhartsubstanzen (Duke und Lindemuth 1991). Mit Ausnahme einer Studie von Gaston et al. (2001) ist eine ausreichende Dentinhaftvermittlung an Wurzelentin meist schwerer zu erzielen als an koronalem Dentin, sodass hierbei die Qualität des adhäsiven Verbundes etwas beeinträchtigt werden kann (Mannocci et al. 2003, Vichi et al. 2002, Ferrari et al. 2001, Ferrari et al. 2000). Wurzelentin besitzt beispielsweise eine geringe Dichte an Dentintubuli und weniger kollagene Proteine als koronales Dentin, sodass ein adhäsiver Verbund erschwert wird (Mjor et al. 2001).

Trotz dieser bekannten Problematik waren in unserer Studie sehr ansprechende Ergebnisse beobachtbar. So haben bei unseren Untersuchungen der lichthärtende (Tetric® Flow/-Ceram) und der dual härtende (Variolink® II) Befestigungszement mit Excite® DSC die besten Ergebnisse gezeigt. Dementsprechend könnte durch die Entwicklung lichtleitender Stifte, gerade bei den dual härtenden Befestigungskompositen, eine ausreichende Polymerisation bis in den apikalen Bereich des Kanals erreicht werden. So lässt die vorliegende Studie die Schlussfolgerung zu, dass lichthärtende, bzw. dual härtende Befestigungskomposite eine Verwendung beim adhäsiven Befestigen von lichtleitenden Wurzelkanalstiften finden können. Das Spektrum der zur Verfügung stehenden Materialien würde sich dabei erheblich erweitern, zumal eine Überlebensdauer von über zehn Jahren der restaurierten Zähne nach klinischen Erfahrungen nicht unwahrscheinlich ist (Kangasniemi et al. 2003). Für diesen Erfolg ist unter anderem die Stabilität des Stiftes wichtig. Dies ist wiederum abhängig vom Polymerisationsgrad und vom adhäsiven Verbund des Gesamtgefüges in der Wurzelstiftkavität.

Der Polymerisationsgrad ist jedoch nicht nur von der Art der Aktivierung der Polymerisation des Befestigungskomposits abhängig, sondern auch von Faktoren, die an der Polymerisationsreaktion direkt beteiligt sind. Hierzu zählen die Kombinationen verschiedener Konzentrationen der Bestandteile der Komposite. Aber auch Restbestandteile der vorangegangenen, endodontischen Behandlung sind von Relevanz (Boschian et al. 2002, Ganss und Jung 1998, Schwartz et al. 1998, Versluis et al. 1998, Goldmann et al. 1984).

Derzeit liegen noch keine Langzeiterfahrungen mit Zementen auf Kunststoffbasis vor und es bedarf weiterer Untersuchungen, um entscheidende, offene Fragen zu beantworten. So ist beispielsweise ungeklärt, ob ein sogenanntes Microleakage durch apikale Foramina oder seitliche Kanäle die Dauerhaftigkeit eines Verbundes zum Wurzelentin beeinflussen. Weiterhin bedarf es der Klärung der Frage, ob eine Polymerisationsschrumpfung innerhalb eines dicken Kompositmantels zu einer Belastung des Dentins führt (Torbjørner und Fransson 2004).

Zudem ist noch nicht ausreichend geklärt, welche genauen Zusammenhänge und Wechselwirkungen zwischen der äußerst variablen Wurzelkanalanatomie, dem starren Stift und dem Befestigungszement unter Kaubelastung vorherrschen (Morgano et al. 2004). Trotz dieser, noch offenen Fragen, halten wir das adhäsive Befestigen von Wurzelkanalstiften für eine durchaus anwendbare Therapiemöglichkeit.

5.3 Schlussfolgerung

1. Die Größe der Wurzelstiftkavität hat an der Grenzfläche zum Dentin ganz entscheidenden Einfluss auf die Randspaltbildung, während sich an der Grenzfläche zum Stift kein signifikanter Einfluss beobachten lässt. Empfehlenswert ist die Verwendung von möglichst passgenauen Stiften in formkongruenten Stiftbohrungen.

2. Die Schnitthöhe hat in der Gruppe der übergroßen Wurzelstiftkavitäten an der Grenzfläche zum Stift keinen signifikanten Einfluss. An der Grenzfläche zum Dentin besteht auf dem oberen Level mit einem Median von ca. 65 % eine signifikant geringer ausgeprägte Randspaltbildung als auf den beiden unteren Leveln mit einem jeweiligen Median von ca. 85 %.

In der Gruppe der formkongruenten Wurzelstiftkavitäten lässt sich an beiden Grenzflächen, sowohl auf dem oberen als auch auf dem mittleren Level, mit einem jeweiligen Median von 0 %, eine etwas geringere Randspaltbildung beobachten als auf dem untersten Level mit einem Median von ca. 5 % an der Grenzfläche zum Stift.

3. Befestigungskomposit und Stiftsystem haben einen signifikanten Einfluss auf die Randspaltbildung. Bei den verschiedenen Stift-/Materialkombinationen zeigt in der Gruppe der formkongruenten Kanäle die Kombination Luscent Anchor™ mit Tetric® Flow an beiden Grenzflächen die geringste Randspaltbildung. Ebenfalls zeigen in dieser Gruppe der Luscent Anchor™ mit Tetric® Ceram und Variolink® II, sowie der DentinPost® mit Variolink® II eine sehr geringe Randspaltbildung.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass grundsätzlich eine formkongruente Stiftbohrung anzustreben ist, damit ein passgenauer Wurzelkanalstift unter Verwendung von möglichst wenig schrumpfendem Befestigungsmaterial adhäsiv eingesetzt werden kann.

6 Literaturverzeichnis

1. Abou-Rass M, Piccinino MV (1982) The effectiveness of four clinical irrigation methods on the removal of root canal debris. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 54:323-8
2. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T (1999) Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 27:275-8
3. Assif D, Ferber A (1982) Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent* 48:292-6
4. Assif D, Oren D, Marshak BL, Aviv I (1989) Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 61:535-43
5. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E (1993) Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 69:36-40
6. Attin T, Hellwig E, Hilgers RD (1994) Der Einfluss verstärkender Wurzelstifte auf die Frakturanfälligkeit endodontisch versorgter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:586-89
7. Attin T, Hellwig E, Hilgers RD, Zimmermann U (1994) Fracture toughness of pin-retained class 4 restorations. *Oper Dent* 19:110-5
8. Attin T, Zirkel C, Hellwig E (1998) Brushing abrasion of eroded dentin after application of sodium fluoride solutions. *Caries Res* 32:344-50
9. Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M (1997) Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent* 77:116-21
10. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH (1998) Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 24:703-8
11. Baraban DJ (1988) The restoration of endodontically treated teeth: An update. *J Prosthet Dent* 59:553-58
12. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP (2003) Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 195:43-8

13. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M (2002) Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 18:596-602
14. Braga RR, Ferracane JL (2002) Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 81:114-8
15. Bream M, Lambrechts P, Doren V, Vanherle G (1986) The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 65:648-53
16. Bullard RH, Leinfelder KF, Russell CM (1988) Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc* 116:871-4
17. Buoncore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-53
18. Burger KM, Cooley RL, Garcia-Godoy F (1992) Effect of thermocycling times on dentin bond strength. *J Esthet Dent* 4:197-8
19. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR (2001) Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 14:58-64
20. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsanili ML, Preti G (2001) Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont* 14:9-14
21. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA (2001) Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85:479-484
22. Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ (1993) The effect of post adaptation in the root canal on retention of post cemented with various cements. *Aust Dent J* 38:39-45
23. Cheung W (2005) A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 136:611-9
24. Chung CK, Millett DT, Creanor SL, Gilmour WH, Foye RH (1998) Fluoride release and cariostatic ability of compomer and resin-modified glass ionomer cement used for orthodontic bonding. *J Dent* 26:533-8
25. Cohen BI, Condos S, Musikant BL, Deutsch AS (1996) Pilot study comparing the photoelastic stress distribution for four endodontic post systems. *J Oral Rehabil* 23:679-85

26. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS (1997) Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core core materials. *J Prosthet Dent* 78:458-64
27. Cohen BI, Pagnillo M, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS (2000) Retention of four endodontic post cemented with composite resin. *Gen Dent* 48:320-4
28. Cooney JP, Caputo AA, Trpert KC (1986) Retention and stress distribution of tapered- and endodontic posts. *J Prosthet Dent* 55:540-6
29. Craig RG, Peyton FA (1958) Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res* 37:710-8
30. Creugers NH, Mentink AG, Fokkinga WA, Kreulen CM (2005) 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont* 18:34-9
31. De Santis R, Prisco D, Apicella A, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L (2000) Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mater Sci Mater Med* 11:201-6
32. Dietschi D, Romelli M, Goretti A (1997) Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont* 10:498-507
33. Duke ES, Lindemuth J (1991) Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 4:241-6
34. Dumfahrt H, Schäffer H (1989) Scherfestigkeitsmessung zur klinischen Bewertung von Keramikverbundsystemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 44:867-9
35. Duncan JP, Pameijer CH (1998) Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80:423-8
36. Duret B, Reynaud M, Duret F (1990) Un nouveau concept de reconstruction coronoradiculaire: le composipost (2). *Chir Dent Fr* 540:131-41
37. Drummond J L (2000) In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 13: 5B-8B
38. Edelhoff D, Abuzayeda M, Yilderim M, Spiekermann H, Marx R (2000) Adhäsion von Komposits an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 55:617-23

39. Edelhoff D, Spiekermann H, Yilderim M (2000) Klinische Erfahrungen mit konfektionierten Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 55:746-50
40. Edelhoff D, Spiekermann H (2003) Alles über moderne Stiftsysteme. Zahnärztl Mit 93:820-6
41. Eichner K, Kappert HF (2000) Strukturen und Eigenschaften der Monomere und Oligomere in: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme, Stuttgart New York
42. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM (1995) Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent 73:515-24
43. Esser M, Tinschert J, Marx R, (1998) Metallkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. Dtsch Zahnärztl Z 53:713-7
44. Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW (1985) Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. J Dent Res 64:78-80
45. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1988) Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J Prosthet Dent 59:297-300
46. Fernandes AS, Dessai GS (2001) Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review. Int J Prosthodont 14:355-63
47. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I (2003) Factors determining post selection: a literature review J Prosthet Dent 90:556-62
48. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor I A (2000) Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. Am J Dent 13:255-60
49. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F (2000) A retrospective study of fiber-reinforce epoxy resin posts vs. cast post and cores: a four year recall. Am J Dent 13:15B-18B
50. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN (2000) Retrospective study of clinical behaviour of several types of fiber posts. Am J Dent 13:9B-13B
51. Ferrari M, Vichi A, Grandini S (2001) Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. Dent Mater 17:422-9

52. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C (2001) Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Postodont* 14:543-9
53. Finger JW (1988) Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1:184-8
54. Fischer H, Edelhoff D, Marx R (1998) Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. *Dtsch Zahnäztl Z* 53:854-8
55. Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH (2005) Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J* 38:230-7
56. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (1999) Fatigue behaviour of different dentin adhäsives. *Clin Oral Invest* 3:11-7
57. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K (1998) A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 80:151-7
58. Fromme HG, Guttzeit R, Riedel H (1970) Experimentelle Untersuchungen zur Frage der mechanischen und chemischen Wurzelkanalaufbereitung sowie zur Wandständigkeit von Wurzelfüllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl. Z* 25:865-76
59. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA (2005) Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod* 31:209-11
60. Ganss C, Jung M (1998) Effect of eugenol-containing temporary cements on bond strenght of composite to dentin. *Oper Dent* 23:55-62
61. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley D H (2001) Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 27:321-4
62. Geurtsen W (1989) *Klinik der Kompositfüllung*. Carl Hanser Verlag, München Wien
63. Geurtsen W, Heidmann P (1993) Endodontie. In Ketterl, W. (Hrsg.) *Praxis der Zahnheilkunde*, Bd. 3 (Zahnerhaltung II), 3. Aufl. Urban und Schwarzenberg München Wien Baltimore

64. Glazer B (2000) Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts – A prospective study. *J Can Dent Assoc* 66:613-8
65. Goldmann M, DeVitre R, Pier M (1984) Effect of the dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts. *J Prosthet Dent* 52:485-8
66. Goodacre CJ, Spolnik KJ (1995) The postodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. *J Prosthodont* 4:122-8
67. Grasser H, Barth HH, Auchter BG (1983) Untersuchungen zur Wandständigkeit und Dichte erstarrender Wurzelfüllungsmaterialien. *Zahnärztl Prax* 34:246, 248-51
68. Groten M, Pröbster L (1997) The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns *Int J Prosthodont* 10:169-77
69. Guzy GE, Nicholls JI (1979) In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 42:39-44
70. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS (2002) Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont* 11:19-24
71. Haller B, Fritzenschaft A (1999) Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 54:225-30
72. Hannig M, Kreuzkamp H, Albers HK (1994) Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl. Z* 49:595-600
73. Hannig M, Bott B (1999) In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 15:275-81
74. Hansen EK, Asmussen E (1988) Effect of postponed polishing on marginal adaptation of resin used with dentin-bonding agent. *Scand J Dent Res* 96:260-4
75. Hellwig E, Kilmek J, Attin T (1999) Einführung in die Zahnerhaltung, 2. Auflage Urban und Fischer, München Jena:217-95
76. Hellwig E, Kilmek J, Attin T (1999) Einführung in die Zahnerhaltung, 2. Auflage Urban und Fischer, München Jena:122-90

77. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2003) Einführung in die Zahnerhaltung, 3. Auflage Urban und Fischer, München Jena:145-68
78. Hofmann N, Pashart 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* 28:1022-8
79. Huang MS, Li MT, Huang FM, Ding SJ (2004) The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentine. *J Oral Rehabil* 31:492-9
80. Hudis SI, Goldstein GR (1986) Restauration of endodontically treated teeth: A review of literature. *J Prosthet Dent* 55:33-38
81. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2001b) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3:137-245
82. Irie M, Nakai H (1998) Flexural properties and swelling after storage in water of polyacid-modified composite resin (compomer). *Dent Mater J* 17:77-82
83. Isidor F, Brondum K (1992) Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 5:257-61
84. Isidor F, Ödman P, Brondum K (1996) Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 9:131-6
85. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G, (1999) Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont* 12:59-64
86. Johnson SK, Sakumura JS (1978) Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 40:645-9
87. Jokstad A, Mjör IA (1996) Ten years evaluation of three luting cements. *J Dent* 24:309-15
88. Jung RE, Kalkstein O, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH (2007) A comparison of composite post buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years. *Int J Prosthodont* 20:63-9
89. Junge T, Nicholls JI, Philips KM, Libman WK (1998) Load fatigue of compromised teeth: a comparison of three luting cements. *Int J Prosthodont* 11:558-64

90. Kaelin D, Schärer P (1991) Aufbausysteme in der Kronen und Brückenprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101:457-63
91. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M (1989) Effect of ceramic surface treatments on the bond of four luting agents to a ceramic material. J Prosthet Dent 79:508-13
92. Kangasniemi I, Vallittu P, Meiers J, Dyer SR, Rosentritt (2003) Consensus statement on fiber-reinforced polymers: current status, future directions and how they can be used to enhance dental care. Int J Prosthodont 16:209
93. Kaufmann AH, Keila S (1989) Hypersensitivity to sodium hypochlorite. J Endod 15:224-6
94. Kern M, Thompson VP (1994) Beständigkeit des Kunststoff-Keramik-Verbundes. Dtsch Zahnärztl Z 49:177-80
95. Kern M, Pleimes AW, Strub (1995) Bruchfestigkeiten metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. Dtsch Zahnärztl Z 50:451-3
96. Kern M (2006) Vollkeramische Restauration in der Praxis. Ästhet Zahnmed 4:40-5
97. Klink A (2006) CAD/CAM Restaurationen aus Zirkoniumdioxid. ZMK 22:268-76
98. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M (2001) Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. J Oral Rehabil 28:586-91
99. Koutayas SO, Kern M (1999) All-ceramic posts and cores: the state of the art. Quintessence Int 30:383-92
100. Krejci I, Lutz F, Zedler C (1992) Effect of contact area size on enamel and composite wear. J Dent Res 71:1413-6
101. Krejci I, Mueller E, Lutz F (1994) Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. J Dent Res 73:1228-32
102. Kunzelmann KH, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Kern M (2006) Vollkeramik auf einen Blick, Eigenverlag AG Keramik, 76255 Ettlingen

103. Kwiatkowski S, Geller W (1989) A preliminary consideration of the glass-ceramik dowel post and core. *Int J Prosthodont* 2:51-5
104. Lauer WR, Carr RH, Jr., Dodge WW (1983) Prefabricated post placement technique: a review. *Compend Contin Educ Dent* 4:405-8
105. Lauer HC, Ottl P, Haibach O (1996) Die prothetische Versorgung des avitalen Zahnes. *Zahnarzt Magazin* 11:15-19
106. Leary JM, Aquilino SA, Savre CW (1987) An evaluation of post length and within the elastic limits of dentin. *J Prosthet Dent* 57:277-81
107. Leary JM, Holmes DC, Johnson WT (1995) Post and core retention with different cements. *Gen Dent* 43:416-9
108. Li J, Nicander I, von Beetzen M, Sundstrom F (1996) Influence of paste temperature at curing conversion rate and bending strength of light-cured dental composites. *J Oral Rehabil* 23:298-301
109. Lindé LA (1984) The use of composites as core material in root-filled teeth. II. Clinical investigation. *Swed Dent J* 8:209-16
110. Love RM, Purton DG (1996) The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention and post rigidity. *Int J Prosthodont* 9:484-8
111. Lui JL (1994) Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int* 25:313-9
112. Luo Y, Lo EC, Wei SH; Tay FR (2002) Comparison of pulse activation vs conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique. *Dent Mater* 18:36-48
113. Lutz F, Lüscher B, Ochsenbein H, Mühlemann HR (1976) *Adhäsive Zahnheilkunde*. Juris Druck Verlag, Zürich
114. Magne P, Douglas WH (2000) Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown fracture: intact versus veneered incisors. *Quintessence Int* 31:5-18
115. Malferrari S, Monaco C, Scotti (2003) Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 16:39-44

116. 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* 1:153-8
117. Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF (1999) Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts and composite resins. *J Endod* 25:789-94
118. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF (2001) Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 85:284-91
119. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TPR (2002) Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent* 88:297-301
120. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK (2005) Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *Int Endod J* 38:46-51
121. Martelli R (2000) Fourth-generation intraradicular posts for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 12:579-84
122. Martin FE (1998) A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent* 26:239-43
123. Matsuya S, Maeda T, Otha M (1996) IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res* 75:1920-7
124. Medina Tirado JI; Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert AJ (2001) The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials. *J Prosthet Dent* 86:474-80
125. Mendoza DB, Eakle WS (1994) Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent* 72:591-4
126. Mendoza DB, Eakle, WS, Kahl EA, Ho R (1997) Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 78:10-5
127. Mentik AGB, Creugers HHJ, Neeuwissen R, Leempoel PJB, Käyser AF (1993) Clinical performance of different post and core systems – Results from a pilot study. *J Oral Rehabil* 20:577-84

128. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P (1995) Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 7:73-80
129. Mezzomo E, Massa F, Libera SD (2003) Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I *Quintessence Int* 34:301-6
130. Michalakis KX, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K (2004) Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodontics Restorativ Dent* 24:462-9
131. Miyasaka K, Nakabayashi N (1999) Combination of EDTA conditioner and phenyl-P/HEMA self etching primer for bonding to dentin. *Dent Mater* 15:153-7
132. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F (2001) The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 34:346-53
133. Mojon P, Hawbolt EB, MacEntee MI, Ma PH (1992) Early bond strength of luting cements to a precious alloy. *J Dent Res* 71:1633-9
134. Moll K, Park HJ, Haller B (2002) Effect of moist bonding on composite/enamel bond strength. *Am J Dent* 15:85-90
135. 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* 18:61-5
136. Morgano SM (1996) Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 75:375-80
137. Morgano SM; Bracket SE (1999) Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 82:643-57
138. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE (2004) Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 48:397-416
139. Munksgaard EC, Itoh K, Jorgensen KD (1985) Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo- and load-cycling . *J Dent Res* 64:144-6
140. Murchison DF, Moore BK (1992) Influence of curing time and distance on microhardness of eight light-cured liners. *Oper Dent* 17:135-41

141. Musa A, Pearson GJ, Gelbier M (1996) In vitro investigation of fluoride ion release from four resin-modified glass polyalkenoate cements. *Biomaterials* 17:1019-23
142. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982) The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16:265-73
143. Nakabayashi N, Pashley DH (1998) Hybridization of dental hard tissues. Chicago Quintessenz Publishing:25-7
144. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983) Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 62:1076-81
145. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang B R (1998) Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent* 10:60-6
146. Nergiz I, Schmage P, Platzer U, McMullan-Vogel CG (1997) Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent* 78:451-7
147. Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzer U (2002) Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil* 29:28-34
148. Nicholson JW, Anstice HM, McLean JW (1992) A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J* 173:98-101
149. Nissan J, Dmitry Y, Assif D (2001) The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 86:304-8
150. Nolden R (1985) Die Stiftverankerte Krone aus Sicht der Zahnerhaltung. *Dtsch Zahnärztl Z* 40:1083-88
151. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR (2008) Influence of endodontic posts on the fracture behavior of crowned premolars with class II cavities. *J Dent* 36:287-93
152. Oberschachtsiek H, Petschelt A (1985) Einfluß verschiedener Techniken und Materialien auf Wandständigkeit und Homogenität von Wurzelfüllungen (REM-Untersuchung). *Dtsch Zahnärztl Z* 40: 304-7

153. Oooka S, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Kurokawa H, Rikuta A (2004) Influence of adhesive polymerization mode on dentin bond strength of direct core foundation systems. *J Oral Sci* 46:185-9
154. Patyk AJ, Friedrich M, Attin T (2005) Untersuchungen des Lichttransfers von Glasfaserstiften und der daraus resultierenden Polymerisation des Befestigungskomposits. *Dtsch Zahnärztl Z* 60:53-7
155. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M (2002) Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 23:2667-82
156. Pfeiffer P, Nergiz I, Schmage P, Platzner U (2002) Yield strength of zirconia and glass fiber-reinforced posts. *J Dent Res* 81-A, 428 Nr. 3477
157. Pissis P (1995) Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 7:83-94
158. Purton DG, Love RM (1996) Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. *Int Endod J* 29:262-5
159. Purton DG, Payne JA (1996) Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 27:93-7
160. Purton GD, Chandler NP, Qualtrough AJ (2003) Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 34:366-9
161. Qualtrough AJ, Mannocci F (2003) Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 28:86-91
162. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH (1989) Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res* 68:1540-4
163. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH (1989) Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodont* 11:512-6
164. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC (2003) Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endodont* 29:125-31
165. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998) Dental luting agents : A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80:280-301

166. Rosentritt M, Fürer C, Behr K, Lang R, Hamdel G (2000) Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 27:595-601
167. Rosin M, Splieth C, Wilkens M, Meyer G (2000) Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. *J Dent* 28:577-82
168. Roulet JF, Sonderholm KJ, Longmate J (1995) Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength *J Dent Res* 74:381-7
169. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ (1979) Retention of dowels subjected to tensile and torosional forces. *J Prosthet Dent* 41:159-62
170. Salameh Z, Papacchini F, Ounsi HF, Goracci C, Tashkandi E, Ferrari M (2006) Adhesion between prefabricated fiber-reinforced posts and different composite resin cores: a microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 8:113-7
171. Sano H, Kanemura N, Burrow MF, Inai N, Yamada T, Tagami J (1998) Effect of operator variability on dentin adhesion: Students vs. dentists. *Dent Mater* 17:51-8
172. Saupe WA; Gluskin AH, Rdke RA (1996) A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 27:483-91
173. Schäffer H, Dumfahrt H, Gausch K (1989) Oberflächenstruktur und Substanzverlust beim Ätzen keramischer Materialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99:530-43
174. 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* 45:355-61
175. Schönbrodt M, Schmage P, Nergiz I, Platzer U (2003) Haftfestigkeit zahnfarbener Wurzelstifte in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Befestigungskomposit. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:55-9
176. Schwartz RS, Murchison DF, Walker WA (1998) Effects of Eugenol and Noneugenol Endodontic Sealer Cements on Post Retention. *J of Endo* 24:564-7
177. Schwartz RS, Robbins JW (2004) Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 30:289-301

178. Seichter U, Herforth A (1980) Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen über die Randspaltbreite verschiedener Composites und über die diesbezügliche Wiederabgabegenauigkeit verschiedener Replicas. Dtsch Zahnärztl Z 35:511-5
179. Seichter U (1986) REM-Untersuchungen über den zervikalen Randspalt bei Kompositrestaurationen mit Haftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 41:739-42
180. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A (1998) Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. J Oral Rehabil 25:699-705
181. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ (1997) An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. J Prosthet Dent 78:5-9
182. Signore A, Benedicenti S, Barone M, Kaitsas V (2001) Chemische und biochemische Eigenschaften konfektionierter faserverstärkter Kunststoffwurzelstifte. Zahnärztl Prax 4:344-51
183. Sindel J, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A (1999) Crack information of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent 27:175-81
184. Small IC, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK (1998) Water sorbtion in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparsion with other materials. Biomaterials 19:545-50
185. Smith DC (1968) A new dental cement. Br Dent J 124:381-4
186. Sorensen JA, Martinoff JT (1984) Intracoronar reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 51:780-4
187. Sorensen JA, Martinoff JT (1984) Clinically significant factors in dowel designe. J Prosthet Dent 52:28-35
188. Sorensen JA, Martinoff JT (1985) Endodontically treated teeth as abutments. J Prosthet Dent 53:631-6
189. Sorensen JA (1988) Preservation of tooth structure. J Calif Dent Assoc 16:15-22
190. Spangberg LSW, Langeland K (1973) Biologic effects of dental materials. 1. Toxicity of root canal filling materials on HeLa cells in vitro. Oral Surg 35: 402-14

191. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH (1972) Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 33:952-60
192. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC (1978) Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 39:401-5
193. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC (1980) The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 44:398-404
194. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J (1982) The dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil* 9:23-33
195. Standlee JP, Caputo AA (1992) Endodontic dowel retention with resinous cements. *J Prosthet Dent* 68:913-7
196. Staninec M, Giles WS, Saiku JM, Hattori M (1981) Caries penetration and cement thickness of three luting agents. *Int J Prosthodont* 1:259-63
197. Stewardson DA (2001) Non-metal post systems. *Dent Update* 28:326-32, 334, 336
198. Stewart BL, Harcourt JK, Tyas MJ (1990) Determination of adhesive bond strength to dentine. A new method. *Aust Dent J* 35:454-8
199. Stockton LW (1999) Factors affecting retention of post systems: A literature review. *J Prosthet Dent* 8:380-5
200. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (1998) *Curriculum Prothetik Band I, 2. Auflage*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin:267 -91
201. Strub JR; Pontius O, Koutayas SO (2001) Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 28:120-4
202. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA (1989) The permeability of dentine from bovine incisors in vitro. *Arch Oral Biol* 34: 773-7
203. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM (1982) In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 61:1184-7

204. Tjan AHL, Li T (1992) Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J Prosthet Dent* 67:478-83
205. Tjan AHL, Nemetz H (1992) Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with an adhesive composite resin cement. *Quintessence Int* 23:839-44
206. Torbjørner A, Karlsson S, Ödmann PA (1995) Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 73:439-44
207. Torbjørner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A (1996) Carbon fiber reinforced root canal posts. *Eur J Oral Sci* 104:605-611
208. Torbjørner A, Fransson B (2004) A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 17:369-76
209. Torstenson B, Brännström M (1988) Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 13:24-31
210. Trope M, Maltz DO, Tronstad L (1985) Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endodont Dent Traumatol* 1:108-11
211. Turner CH (1982) Post-retained crown failure: A survey. *Dent Update* 9:221-9
212. Uhl A, Mills RW, Jandt KD (2003) Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 24:1809-20
213. Usumez A, Ozturk N (2004) Temperature increase during resin cement polymerization under a ceramic restoration: effect of type of curing unit. *Int J Prosthodont* 17:200-4
214. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Bream M, Lambrechts P, Vanherle G (1992) Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71:1530-40
215. Van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2004) Adhäsion an Schmelz und Dentin. *Ästhet Zahnmed* Ausg. 1, Teil 1:4-18; Ausg. 2, Teil 2:95-109
216. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1998) Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 77:1435-45

217. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M (2002) An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 18:495-502
218. Vichi A, Grandini S, Ferrari M (2002) Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 28:355-60
219. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS (1991) Retrospective study of tapered, smooth, post systems in place for 10 years or more. *J Endodont* 17:293-7
220. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL (1992) The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 8:181-4
221. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM (1983) Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res* 62:590-2
222. Wirz J, Christ R (1982) Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten – eine In-vitro-Studie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 92:408-28
223. Wrbas KT, Kampe MT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Hellwig E (2006) Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116:18-24
224. Wrbas KT, Lenz A, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Schimionek W, Hellwig E (2006) Verbundfestigkeiten verschiedener Aufbaukomposite zu faserverstärkten Wurzelkanalstiften. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116:136-41
225. Zitzmann NU, Marinello CP, Lüthi H (1999) Das Vollkeramiksystem Procera® AllCeram. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 109:820-34

7 Danksagung

Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Matthias Hannig, möchte ich für die Überlassung des Themas sowie für die sehr freundliche Betreuung und großzügige Hilfsbereitschaft danken.

Frau Dr. Karin Huber danke ich sehr für Ihre tatkräftige und fachkundige Unterstützung sowie für die hervorragende praktische Betreuung.

Besonderen Dank schulde ich Herrn Hansjörg Güllich und Herrn Peter Hinze, ohne deren sachgerechte Unterstützung ein solcher reibungsloser Versuchsablauf nicht möglich gewesen wäre.

Vielen Dank auch Fr. Metz für die Unterstützung bei der Versuchsdurchführung im Labor und Fr. Feger für die freundliche Hilfe bei der Literaturrecherche.

Weiterer Dank gilt meinen Mitstreitern Dr. Dr. Fabian Schäffer, Herrn Dr. Dr. Falko Daguhn, Herrn Dr. Dr. Marc Metzger und Herrn Dr. Christian Mintert für die gute Zusammenarbeit.

Insbesondere sei meiner Familie und meinem Lebensgefährten José-Luis für die liebevolle Unterstützung auf das Herzlichste gedankt.

8 Lebenslauf

PERSONALIEN

Name: Melanie Thoma
Geburtsdatum: 22.05.1973
Geburtsort: Kassel
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig

SCHUL-/BERUFSAUSBILDUNG

1979-1983 Grundschule in Schauenburg-Hoof, Kassel
1983-1988 Friedrichsgymnasium in Kassel
1988-1989 Erich-Kästner-Gesamtschule in Baunatal, Kassel
Abschluss: Hauptschulabschluss
1989-1992 Berufsausbildung in Baunatal, Kassel
Abschluss: Zahnmedizinische Fachangestellte
1992-1993 Walter-Hecker-Berufsaufbauschule in Kassel
Abschluss: Fachschulreife, Fachrichtung kaufmännisch-verwaltend
1993-1996 Hessenkolleg in Kassel
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

STUDIUM

10/1996-03/1997 Biologiestudium an der Gesamthochschule in Kassel
04/1997-08/2003 Zahnmedizinstudium an der Albert-Ludwigs-Universität in Freiburg
Abschluss: Zahnmedizinisches Staatsexamen

BERUFSTÄTIGKEIT

10/2003-09/2004 Assistenz Zahnärztin in Oberwolfach, Schwarzwald
10/2004-01/2005 Assistenz Zahnärztin in Eichstetten, Freiburg
02/2005-07/2005 Zahnärztliches Praktikum auf Mallorca, Spanien
Seit 08/2005 Selbstständige Zahnärztin auf Mallorca, Spanien