

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung  
und Präventive Zahnheilkunde  
Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde  
Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf  
Direktorin Prof. Dr. Ursula Platzer

**Radioopazität von unzementierten und  
zementierten faserverstärkten Kunststoffstiften im  
Wurzelkanal**

Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von

Morteza Mirzaaligoudarzi  
aus Teheran

Hamburg 2012

Angenommen von der medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am: 09.08.2012

Veröffentlicht mit Genehmigung der medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. U. Schiffner

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: Prof. Dr. R. Smeets

Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in: PD Dr. H. Seedorf

# Inhalt

Seite

Inhaltsverzeichnis .....	I
1 Einleitung und Fragestellung .....	1
2 Literaturübersicht .....	3
2.1 Historisches .....	3
2.2 Aktuelle Stiftaufbausysteme .....	4
2.3 Stiftmaterialien .....	6
2.3.1 Metallische Stiftsysteme .....	6
2.3.2 Keramische Stiftsysteme .....	7
2.3.3 Stifte aus faserverstärkten Kunststoffen .....	9
2.3.3.1 Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte .....	9
2.3.3.2 Glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte .....	11
2.4 Befestigungsmaterialien .....	12
2.4.1 Zinkoxidphosphatzement .....	13
2.4.2 Glasionomerzement .....	14
2.4.3 Befestigungskomposite .....	14
2.4.4 Glasionomerzement-Komposit-Hybride .....	15
2.5 Befestigungsmethoden .....	16
2.6 Radioopazität .....	16
3 Material und Methode .....	19
3.1 Versuchsmaterialien .....	19
3.2 Versuchszähne .....	21
3.3 Probenvorbereitung .....	21
3.3.1 Verwendete Lösungen .....	23
3.3.2 Wurzelfüllmaterial .....	23
3.4 Probenherstellung .....	24
3.4.1 Versuchsreihe 1: ohne Zementierung .....	24
3.4.2 Versuchsreihe 2: mit Zementierung .....	25
3.5 Auswertung und Statistik .....	26
4 Ergebnisse .....	28
5 Diskussion .....	37
5.1 Diskussion der Methode .....	37
5.2 Diskussion der Ergebnisse .....	40
5.3 Schlussfolgerung .....	44
6 Zusammenfassung .....	46
7 Literaturverzeichnis .....	49

Danksagung.....	57
Lebenslauf .....	58
Erklärung .....	59

## 1 Einleitung und Fragestellung

Stifte dienen in der Zahnmedizin der Wiederherstellung einer zerstörten Zahnkrone. Ihre Anwendung erfolgt bei tief zerstörten, wurzelkanalbehandelten Zähnen, bei denen die verbleibende natürliche Zahnkrone allein keinen Halt mehr für die Aufnahme eines Zahnersatzes bietet. Die Stifte werden im Wurzelkanal verankert. Sie werden auch als Schraubenaufbau oder Wurzelanker bezeichnet (im Englischen als post, cone oder root pin)

Die Restauration wurzelkanalbehandelter Zähne wird dadurch erschwert, dass häufig viel oder die gesamte koronale Zahnhartsubstanz fehlt. Diese ist jedoch zur Retention von Restaurationen notwendig. Daher müssen für den Wiederaufbau Stifte in den Wurzelkanal inseriert werden, um daran dann die Krone verankern zu können.

Die Rekonstruktion koronal zerstörter Zähne erfolgt, in Abhängigkeit vom Ausmaß des Substanzverlustes des Zahnes, durch laborgefertigte (indirekte) Stift-Stumpfaufbauten aus Edelmetall- bzw. Nicht-Edelmetalllegierungen oder aber direkt durch konfektionierte Wurzelstifte aus Titan, Keramik oder Kompositwerkstoffen. Vorzugweise wird das direkte Verfahren angewendet. Dabei werden vorgefertigte Wurzelstifte mit zugehörigen genormten Bohrern zur Erweiterung des Wurzelkanals verwendet.

Das grundlegende Prinzip der Stiftverankerung blieb bei variablen Formen oder Verankerungsweisen lange Jahre identisch. Die wichtigsten zu gewährleistenden Forderungen an den aus metallischen Legierungen gefertigten Stift waren seine sichere Verankerung im Wurzelkanal, eine sichere Befestigung des anschließend eingebrachten Aufbau- oder Restaurationsmaterials, sowie die Frakturresistenz von Restzahn und Stift.

In den vergangenen Jahren ist das Angebot an Stiften durch die Einführung von keramischen oder Kompositstiften, welche verschiedene Verstärkungsbestandteile enthalten können, erweitert worden. Diese Erweiterung des Stiftangebotes, die zu einem hohen Maß aus ästhetischen Forderungen an den mittels Stiften versorgten Zahn erwachsen war, hat jedoch neue Frage- oder Problemstellungen mit sich

gebracht. Ein wichtiges Detail liegt dabei in der Röntgenopazität der kompositbasierten Stifte.

In der zahnmedizinischen Diagnostik ist die relative Radioopazität von restaurativen Materialien gegenüber Zahnstrukturen hilfreich zum Erkennen von Spalten, Hohlräumen oder von Sekundärkaries, sowie von überschüssigem Material im cervikalen Bereich (Anderson et al. 2001). Auch für die röntgenologische Fremdkörperlokalisierung im Falle versehentlichen Verschluckens oder Aspirierens ist eine Röntgenopazität wichtig (Haak und Noack 1996). Bei röntgenographischen Untersuchungen sollte zudem eine vorhergegangene endodontische Behandlung erkennbar sein.

Die radiologische Erkennbarkeit eines Stiftes wird nach dem Inserieren auch von dem verwendeten Befestigungszement mit beeinflusst. Daher ist für klinische Anwendungen die Röntgenopazität des Stiftes allein selten von Interesse, wenn von Kontrollaufnahmen vor dem Befestigen des Stiftes im Wurzelkanal abgesehen wird.

Das Ziel der Studie war es daher, die Röntgenopazität von faserverstärkten Komposit-Wurzelstiftsystemen im Wurzelkammer zu ermitteln und zugleich zu eruieren, in welchem Ausmaß dessen Radioopazität durch verschiedene Befestigungszemente beeinflusst wird.

Die der Arbeit zugrunde liegende Hypothese lautet:

Moderne faserverstärkte Kunststoffstifte weisen vor und nach adhäsiver Befestigung im Wurzelkanal deutlich von Dentin differenzierbare Radioopazitäten auf.

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Historisches**

Bereits im 18. Jahrhundert verwendete der französische Dentist Pierre Fauchard hölzerne Stiftchen, die er in den Wurzelkanal einsetzte. Das Holz quoll durch Wasseraufnahme und saß dadurch mehr oder minder fest. Jedoch führte dies oft zur Wurzelfraktur (Angot 1983). Diese Versorgungen führten darüber hinaus oft zu Misserfolgen, da sie in schlecht behandelten Wurzelkanälen verankert wurden. Clark überwand dieses Problem 1849, indem er ein Röhrchen mit Stift, auf dem eine Krone befestigt war, in den Wurzelkanal einsetzte. Diese Verankerung war so konstruiert, dass die Drainage einer apikalen Eiterung durch Herausziehen der Konstruktion möglich war (Shillingburg und Kessler 1982).

Black entwickelte eine Krone mit Porzellanfacette, die mit einer Schraube in einen mit Goldfolie ausgekleideten Wurzelkanal geschraubt wurde (Sivers und Johnson 1992). Die Richmondkrone, 1880 entwickelt, wurde mittels einer Schraube, die durch die Krone hindurch in den Wurzelkanal gedreht wurde, mit dem Zahn verbunden.

Aufgrund des wachsenden Interesses am Wiederaufbau avitaler Zähne und begünstigt durch die Entwicklung der zahnärztlichen Löt- und Gusstechnik sowie der Zemente wurden Ende des 19. Jahrhunderts schließlich Stift-Stumpfaufbau-Kronensysteme entwickelt. Als vorkonfektionierte Stiftkrone ist hier die Logankrone zu nennen. Sie bestand aus einer Keramikkrone mit eingebranntem Platin-Iridium-Stift. Zur Einpassung mussten Wurzelkanal, Zahnstumpfoberfläche und Kronenunterfläche so präpariert werden, dass die Krone möglichst ohne Spalt auf dem Stumpf aufsaß. Bei der Düwelkrone waren Stift und Krone getrennt. Ein besserer Randschluss wurde mit einem gegossenen Käppchen zwischen Zahnstumpf und Krone erreicht (Jüde et al. 2002).

Zu Anfang des 20. Jahrhunderts gelang es, von der Krone getrennt hergestellte, gegossene Wurzelstiftaufbauten individuell zu fertigen. Später folgte eine Rationalisierung des Vorgehens, indem angussfähige Drähte aus Edelmetalllegierungen die Herstellung vorgeformter Wurzelstifte ermöglichten. Diese wurden aus Metalldrähten hergestellt und wiesen gegenüber gegossenen Stiften eine

bessere Stabilität auf (Spang 1991). Eine Optimierung des Verfahrens ergab sich durch den Einsatz von Instrumenten zur normierten Kanalerweiterung und dazu passenden, vorgefertigten Wurzelstiften, die im direkten Gussverfahren oder im Angussverfahren verarbeitet werden konnten. Eine weitere Technik der intrakanalären Verankerung waren schließlich Gewindeanker mit hohem axialen Abzugswiderstand. Diese Mitte des 20. Jahrhunderts entstandenen Stiftkonstruktionen wurden in Kombination mit plastischen Füllungswerkstoffen als Aufbaumaterial oder mit vollkonfektionierten Aufbauten eingesetzt (Spang 1991).

## **2.2 Aktuelle Stiftaufbausysteme**

Voraussetzung für das Einbringen eines Stiftaufbaus ist eine homogene, voll ausgehärtete Wurzelfüllung bis ca. 1mm vor dem röntgenologischen Apex. Der Zahn muss klinisch beschwerdefrei sein, und es muss ein entzündungsfreies Parodontium vorliegen (Shillingburg und Kessler 1982).

Anforderungen an Wurzelstifte sind ausreichende Länge und Retentionskraft, Biege- und Bruchfestigkeit, Korrosionsresistenz und Biokompatibilität. Zudem soll die Wurzel durch den Eingriff nicht geschwächt werden (Shillingburg und Kessler 1982).

Stiftaufbausysteme werden in direkte und indirekte Verfahren mit aktiven und passiven Stiften klassifiziert. Beim indirekten Verfahren werden Wurzelkanalabdrücke genommen und die Stifte individuell im Labor angefertigt. Sie bestehen meist aus gegossenen Metalllegierungen.

Bei den direkten Verfahren wird mit einem normierten Bohrer der Wurzelkanal erweitert. Anschließend werden entweder aktive Stifte (mit Gewinde) oder passive, glatte oder angeraute Wurzelstifte in den Kanal eingesetzt. In ihrem geometrischen Aufbau unterscheiden sich die Wurzelstifte ebenfalls. So gibt es zylindrische, zweistufig zylindrische, zylindrokönische und könische Stiftformen.

Die Vorteile der zylindrischen Stifte liegen in einer größeren Retention gegenüber könischen Stiften, allerdings bei gleichzeitiger Gefahr einer Wurzelschwächung im apikalen Bereich (Wirz und Christ 1982). Könische Stifte weisen einen guten Formschluss entsprechend der Anatomie der Zahnwurzel auf, mit geringerer

Schwächung der Wurzel (Torbjörner et al. 1995). Zudem ermöglichen konische Stifte gegenüber zylindrischen Stiften einen gleichmäßigeren Zementabfluss beim Zementieren. Bei zylindrischen Stiftsystemen treten ohne ausreichende Abflusrrillen hydrostatische Kräfte auf, die ein Zurückfedern des Wurzelstiftes oder sogar eine Wurzelfraktur bewirken können (Turner und Gross 1983). Zylindrokonische Stifte schwächen den Zahn weniger, haben aber eine geringere Retention gegenüber rein zylindrischen Stiften oder Schrauben. Sie sind der anatomischen Form des Wurzelkanals nachempfunden.

Schraubensysteme zeichnen sich durch höhere Retention bei axialem Abzug gegenüber den oben aufgeführten Stiften aus. Nachteilig ist jedoch die Gefahr von Perforationen und Spannungsrissen infolge der beim Einschrauben entstehenden Spannungen im Wurzelkambium. Des Weiteren ist das Drehmoment beim Festschrauben nicht kontrollierbar. Es kann zu Rissen im Wurzelkambium beim Anziehen der Schrauben kommen und somit zum Feuchtigkeitseintritt, was letztendlich zur Stiftkorrosion führt. Neben einem Überdrehen der Schraube wird vielfach aber auch das notwendige Anzugs-Drehmoment nicht erreicht, weil der Schraubenkopf nicht auf einer planen Fläche gleichmäßig aufliegt (Strub 1999).

Aktive Stifte sind zeitsparend, weisen aber aufgrund unkontrolliert großer Kerbspannungen beim Einschrauben und bei der Kraftübertragung eine hohe Rate an Wurzelfrakturen auf (Marshak et al. 1988). Jedoch besteht die Meinung, dass konische Stifte erfolgreich angewendet werden können, wenn sie nur zementiert werden, da hierdurch die Stiftretention ohne erhöhtes Frakturrisiko vergrößert werde (Durney und Rosen 1977).

Für die Dimensionierung der Wurzelstifte gilt die Richtlinie, einen Stift formschlüssig einzugliedern. Die Stiftlänge sollte ca. 2/3 der Wurzellänge betragen und die Dicke der Wurzelwand auf der gesamten Stiftlänge 1mm nicht unterschreiten. Zur Verhinderung von Perforation und Fraktur ist eine Restlänge der Wurzelkanalfüllung von 4 mm von großer Wichtigkeit. (Schillingburg 1982)

Als Aufbauwerkstoffe stehen für die direkte Technik verschiedene Zemente und Komposite zur Verfügung, wobei Zemente untergeordnete Bedeutung haben. Zinkphosphatzemente werden wegen der geringeren Druckfestigkeit sowie der fehlenden Schmelz- und Dentinhaftung nicht mehr verwendet (Tinschert et al. 1997).

Glasionomerzemente binden über die Carboxylgruppe der Polyacrylsäure chemisch an Kalziumionen im Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz. Ihre Nachteile gegenüber Kunststofffüllungen sind die im Vergleich deutlich geringere Bruch- und Biegefestigkeit sowie die geringe Abrasionsstabilität (Kullmann 1986).

Heutzutage werden größtenteils Komposite als Aufbaumaterial zur Stumpfgestaltung verwendet. Aufgrund ihrer hohen Druckfestigkeit (bis 350 MPa) und Zugfestigkeit (bis 30 MPa, bei Verwendung der zugehörigen Dentinadhäsive) ermöglichen Komposite bei optimaler Dentinadhäsivtechnik eine bessere Retention der definitiven Restauration gegenüber Glasionomer- und Zinkphosphatzementen (Strub 1999).

## **2.3 Stiftmaterialien**

### **2.3.1 Metallische Stiftsysteme**

Metallische Stiftaufbausysteme waren bisher die gängigen Aufbaumaterialien für avitale Zähne mit starkem koronalen Substanzverlust (Schillingburg 1982). Sie werden in der Regel aus Edelmetall- oder NEM-Legierungen im Gussverfahren hergestellt. In In-vitro-Untersuchungen zeichnen sich die Stifte aufgrund ihrer hohen Festigkeit durch verhältnismäßig hohe Frakturwiderstände aus (Martinez-Insua et al. 1998).

Da sie jedoch einen weitaus höheren Elastizitäts-Modul (E-Modul) besitzen als Dentin, wird bei Belastung die eingeleitete Kraft größtenteils regional konzentriert auf das Dentin übertragen. Die Folge sind häufig Risse und Wurzelfrakturen, die letztendlich eine Zahnextraktion notwendig machen (Pleims 1994, Martinez-Insua et al. 1998).

Werden in der prothetischen Weiterversorgung des Zahnes Kronen aus Vollkeramik eingesetzt, so schränkt der Metallaufbau die Transluzenz dieser Kronen ein (Koutayas und Kern 1999). Ein weiterer Nachteil metallischer Stifte kann in den elektrochemischen Eigenschaften der Metalle liegen. Hierbei sind insbesondere die vergleichsweise korrosionsunbeständigen NEM-Legierungen klinisch auffällig. Die Einlagerungen von Korrosionsprodukten in Zahn und Gingiva kann nicht nur zu

Verfärbungen, sondern teilweise auch zu Entzündungen führen (Kroszewsky et al. 1998).

In der gemeinsamen Stellungnahme von DGZPW und DGZ wird daher die Verwendung von Stiften aus Titan, Gold-Platin- oder Gold-Iridium-Legierungen empfohlen (Edelhoff et al. 2002).

Klinische Langzeitstudien existieren bislang überwiegend zu den bereits länger etablierten metallischen Stiftsystemen. Hierbei wurden unterschiedliche Faktoren wie Stiftdesign, Stiftlänge, Stiftdurchmesser und die Stiftlegierung in ihrer Bedeutung für den klinischen Erfolg der Stiftversorgung untersucht und diskutiert.

Roberts (1970) fand bei metallischen Stiftsystemen eine Misserfolgsrate von 22,4 % nach einer mittleren Beobachtungszeit von 5,2 Jahren. Über einen Zeitraum von über 10 Jahren verfolgten Weine et al. (1991) 138 Stiftaufbauten an 51 Patienten. Die Misserfolgsrate durch Wurzelfrakturen lag hier bei 1,4 %.

### **2.3.2 Keramische Stiftsysteme**

Der zunehmende Einsatz transluzenter vollkeramischer Restaurationen hat die Anforderungen an die optischen Eigenschaften des Stiftaufbaus wurzelbehandelter Zähne verändert. Die fehlende Transluzenz metallischer Stiftaufbauten, die das Aussehen von Vollkeramikronen beeinträchtigen und Verfärbungen der Gingiva hervorrufen kann, ist ein Nachteil. Zudem erfüllen metallene Wurzelstifte oft nicht die Anforderung nach hoher Korrosionsbeständigkeit und Gewebeverträglichkeit. Deshalb wurde in den letzten Jahren versucht, die Nachteile metallener Wurzelstifte durch Weiterentwicklung keramischer Wurzelstifte zu umgehen.

Keramiken werden nach ihrer Zusammensetzung und Atomanordnung in silikatische, oxidische und nichtoxidische Keramiken eingeteilt (Hickel und Kunzelmann 1997). Dentalkeramische Massen stehen hinsichtlich Struktur und Eigenschaften zwischen Glas und Porzellan (Hohmann 1993).

Die Verwendung keramischer Stifte als Alternative zu metallischen Stiften wurde kurz nach Einführung von vollkeramischen Restaurationen in die Zahnmedizin vorgestellt. Nach der Einführung des Gussystems Dicor auf dem deutschen Markt im Jahre

1984 wurde von Kwiatkowski und Geller bereits im Jahr 1989 der klinische Einsatz von glaskeramischen Stiften aus Dicor untersucht. Es stellte sich heraus, dass die Biege- und Bruchfestigkeit der Stifte mit 100–160 N/mm<sup>2</sup> zu gering war, um den andauernden mechanischen Belastungen der Mundhöhle zu widerstehen (Kelly et al. 1996). Keramikstifte aus glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik, auch In-Ceram genannt, wurde 1991 von Kern und Knode vorgestellt. Durch die Beimischung von AlO<sub>2</sub>-Partikeln erreicht In-Ceram eine dreimal höhere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit als konventionelle Glaskeramiken (Geis-Gerstorfer und Kanjantra 1992). Trotzdem sind Stifte aus In-Ceram für den scherbelastrten Frontzahnbereich nur eingeschränkt zu empfehlen (Kappert und Knode 1990).

Zuletzt in die Zahnmedizin eingeführt wurden Stifte aus röntgenopaker Zirkonoxidkeramik. Sie gehören wie die Aluminiumoxidkeramik zu den sogenannten Hochleistungskeramiken, die mit über 1000 MPa eine 20-mal höhere Biegefestigkeit als konventionelle Glaskeramiken erreichen. Oxidkeramiken besitzen im Gegensatz zu konventionellen Keramiken keinen Glasanteil. Dadurch sind sie dichter gepackt, und die Oxidpartikel stoppen Risse oder leiten sie um und verhindern im Ansatz die weitere Ausbreitung von Mikrorissen (Meiners und Lehmann 1998).

Zirkonoxidkeramiken unterliegen bei der Fertigung oberhalb von 1170 °C einer Kristallmodifikation. Aus der monoklinen Kristallstruktur entsteht eine tetragonale Modifikation. Diese tetragonale Kristallstruktur ist durch Zugabe von Yttriumoxid bis zur Raumtemperatur herab stabilisierbar. Zirkonoxid nimmt durch die tetragonale Kristallumwandlung weniger Volumen ein. So kommt es dazu, dass es an der Spitze von Mikrorissen zu einer spannungsinduzierten Gitterumwandlung zurück in die monokline Form kommt. Dadurch erfolgen ein Volumenzuwachs der Keramik und gleichzeitig ein Spannungsabbau im Bereich des Risses, womit eine weitere Rissausbreitung beeinträchtigt bzw. unterbunden wird (Meiners und Lehmann 1998, Koutayas und Kern 1999). Zusätzlich wird durch die industrielle Fertigung die Anzahl von Mikrorissen an der Oberfläche und in dem Material konstant gering gehalten.

Stifte aus Keramik korrodieren nicht und sind biologisch inert (Christel et al. 1989, Akagawa et al. 1993, Meiners und Lehmann 1998). Zudem sind sie aufgrund ihrer dentin-ähnlichen Farbwirkung hochästhetisch (Berg und Hammer 1992, Edelhoff et al. 1997).

Keramikstiftsysteme weisen jedoch trotz der hohen Festigkeitswerte infolge ihrer Sprödigkeit auch Misserfolge auf. Im Gegensatz zu metallischen Stiften, bei denen es bei Überschreiten eines Grenzwertes aufgrund der höheren Duktilität zur reversiblen Rückstellung kommt, brechen Keramiken sofort bei Überschreiten einer Dehngrenze (Pleims 1994, Cormier et al. 2001).

Nach einem In-vitro-Dauerbelastungsversuch in einer Kaumaschine mit faserverstärkten Kunststoff- und Keramikstiften berichteten Mannocci et al. (1999) von 10 % Frakturen bei den Faserstiften, aber 60 % bei den Keramikstiften. Es gibt jedoch auch gegensätzliche Studien, in denen Zirkonoxidstifte höhere Frakturwiderstände aufweisen als Titanstifte (Rosentritt et al. 2000, Akkayan und Gulmez 2002).

Spiekermann et al. untersuchten in vivo zwei Keramikstiftarten aus Zirkonoxid. Dabei waren bei einer mittleren Beobachtungsdauer von ca. 36 Monaten bei den Cosmopost-Stiften und bei den Cerapost-Stiften keine absoluten Misserfolge in Form von Wurzel-, Stift- oder Aufbaufrakturen festzustellen.

Bezüglich der Radioopazität sind Keramikstifte den Metallstiften ebenbürtig bzw. wiesen sogar höhere Radioopazitäten auf (Soares et al. 2005). Jedoch sind Keramikstifte ähnlich wie Metallstifte sehr schlecht und nur unter Zahnschwächung aus dem Wurzelkanal entfernbar (Asmussen et al. 1999).

### **2.3.3 Stifte aus faserverstärkten Kunststoffen**

Faserverstärkte Kunststoffstifte („Fiber reinforced composite“-Stifte, FRC-Stifte) bestehen aus in Kompositmatrix eingebetteten, geflochtenen oder als Bündel verlaufenden Fasern. Hierbei werden Karbon-, Quarz- oder Glasfasern verwendet.

#### **2.3.3.1 Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte**

Mit der Forderung nach Stiften mit dentinähnlichen biomechanischen Eigenschaften wurden Anfang der neunziger Jahre des letzten Jahrhunderts Karbonfaser-Stifte mit

dentinähnlichem Elastizitätsverhalten (E-Modul) eingeführt (Goldberg und Burstone 1992).

Karbonfaserstifte bestehen zu ca. 65% aus in einer Epoxidharzmatrix eingebetteten unidirektional verlaufenden Karbonfasern, die in Richtung der Stiftlängsachse verlaufen (King und Setchell 1990). Die Stifte verhalten sich anisotrop. Das bedeutet, dass sich die Beanspruchbarkeit der Stifte je nach Belastungswinkel verändert. Dies ist aber je nach verwendeter Faserart und Ausrichtung der Fasern unterschiedlich.

Der Vorteil faserverstärkter Kunststoffstifte gegenüber metallischen oder keramischen Wurzelstiften liegt darin, dass aufgrund des dentinähnlichen Elastizitätsmoduls (11 - 22 GPa) der Stifte und der adhäsiven Befestigung im Wurzelkanal eine Einheit zwischen Zahn, Befestigungskomposit und Stift entsteht (Duret et al. 1996). Dies führt zu gleichmäßigerer Kraftverteilung auf die Wurzelkanalwand und verringert die Entstehung von Kraftspitzen und somit die Gefahr von Wurzelfrakturen.

Zudem bescheinigen In-vitro-Studien den faserverstärkten Stiften für den Fall eines dennoch eintretenden klinischen Misserfolgs ein im Vergleich zu metallischen Stiften günstigeres Frakturverhalten. Da die Fraktur bei den faserverstärkten Kunststoffstiften häufig im koronalen Bereich liegt, besteht die Möglichkeit, den Zahn zu erhalten und erneut zu restaurieren (King und Setchell 1990, Martinez-Insua et al. 1998, Ferrari et al. 2000(a), Akkayan und Gulmez 2002, Boschian Pest et al. 2002). Die Ursache für dieses Frakturverhalten ist in den annähernd gleichen Elastizitätsmodulen von Dentin und Stiftmaterial zu suchen. Die Stifte zeichnen sich zudem durch ihre leichte Entfernbarkeit aus (Ferrari et al. 2000(a)). Die parallel zur Längsachse verlaufenden Fasern in der Kunststoffmatrix führen den bei der Revision verwendeten Kanalbohrer und setzen dadurch das Risiko einer Wurzelperforation herab (De Rijk 2000). Da bei der Entfernung kaum Substanzverluste auftreten, können erneut Stifte mit gleichem Durchmesser zementiert werden (Sidoli et al. 1997, De Rijk 2000, Cormier et al. 2001).

Nach Untersuchungen zur Biokompatibilität attestiert Torbjörner et al. (1996) den FRC-Stiften eine hohe biologische Verträglichkeit.

Die Stiftbefestigung wird mit Hilfe eines Befestigungskomposits und entsprechender Adhäsivsysteme vorgenommen. Die Stumpfaufbauherstellung erfolgt in der Regel mit Kompositen direkt im Mund des Patienten, wobei mittlerweile Komposite auf dem Markt sind, die zwei Arbeitsschritte vereinen und sowohl als Kompositzement als auch als Aufbaumaterial dienen.

In-vitro-Studien bezüglich der Haftfestigkeit von FRC-Stiften zeigen auf, dass die Retention zuvor sandgestrahlter Stifte nach Thermocycling, anders als allgemein angenommen, abnimmt (Drummond et al. 1999) und des Weiteren zu schlechteren Bruchlastwerten als unbehandelte Stifte führt (Babenhauserheide 2004).

Die mangelnde Radioopazität der Karbonfaserstifte und ihre schwarze Farbe sind jedoch bedeutsame Nachteile, da sie durch vollkeramische Restaurationen hindurchschimmern können (Raygot et al. 2001).

### **2.3.3.2 Glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte**

Um die ästhetisch ungünstige Wirkung karbonfaserverstärkter Kunststoffstifte auf Vollkeramikrestaurationen zu umgehen, wurden andere Faserverstärkungen der Kunststoffstifte entwickelt. Es entstanden die Quarzfaser- und die Glasfaserstifte. Neben der besseren Ästhetik erleichtern diese Stifte aufgrund ihrer Lichtdurchlässigkeit die Aushärtung von lichthärtenden Kompositzementen auch in tieferen Bereichen des Wurzelkanals.

Bei Glasfaserstiften wird am häufigsten E-Glas verwendet (Electrical Glass). Hierbei besteht die amorphe Glasphase aus einer Mischung von  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und anderen Oxiden der Alkalimetalle. Das ebenfalls verwendete S-Glas (high-strength glass) ist ebenfalls amorph und unterscheidet sich nur in seiner Zusammensetzung.

Quarzfaserstifte bestehen aus in Epoxidharzmatrix eingebetteten inerten  $\text{SiO}_2$ -Fasern in kristalliner Form. Sowohl Glas- als auch Quarzfaser weisen im Gegensatz zur Matrix geringere Wärmeausdehnungskoeffizienten auf.

Die Angaben zur Biegefestigkeit von glas- und quarzfaserverstärkten Stiften schwanken in der Literatur zwischen 740 MPa und 1440 MPa (Drummond et al. 1999). In In-vitro-Studien wurden die mechanischen Eigenschaften faserverstärkter

Kunststoffstifte vor und nach thermischer Wechselbelastung untersucht (Drummond et al. 1999, Lassila et al. 2004). Nach Thermocycling wurde eine Abnahme des E-Moduls um etwa 10 % beobachtet, die Biegefestigkeit und Bruchlastwerte verringerten sich um etwa 11-24%.

In einer prospektiv geführten klinischen Studie von Malferrari et al. (2003) wurde die Misserfolgsrate endodontisch behandelter Zähne mit adhäsiv befestigten Quarzfaserstiften in einem Zeitraum von 30 Monaten ermittelt. Insgesamt wurden bei 132 Patienten 180 Quarzfaserstifte eingesetzt, und die Zähne wurden mit Kompositaufbauten und Vollkeramikronen oder Metallkeramik-Kronen restauriert. Die Autoren ermittelten in dem Untersuchungszeitraum eine Misserfolgsrate von 1,7%.

In einer weiteren Studie zur klinischen Bewährung faserverstärkter Stifte wurden 1304 Kunststoffstifte mit Kompositen adhäsiv befestigt. Hierbei zeigte sich in einem Untersuchungszeitraum zwischen 14 bis 46 Monaten insgesamt eine Misserfolgsrate von 3,2% (Ferrari et al. 2000 b).

## **2.4 Befestigungsmaterialien**

Unter einem Befestigungsmaterial wird im Allgemeinen ein Werkstoff verstanden, der zwei Flächen miteinander verbindet (Dörfer et al. 1998). Bei der Befestigung von Wurzelkanalstiften mit einem Befestigungsmaterial sind chemische (adhäsive) und mechanische Kräfte für die Retention des Stiftes verantwortlich. Verbreitet angewendete Befestigungsmaterialien sind hierbei Zemente und Komposite.

Der mechanische Verbund entsteht durch Makro- und Mikroverzahnungen des Befestigungsmittels zwischen der Kanalwandung und dem Stift. Während konventionelle Zemente die Retention durch reine Makroverzahnung vermitteln, spielt bei Kompositzementen die mikromechanische Retention im Bereich des intertubulären Dentins eine wichtige Rolle (Hellwig et al. 1999).

Die Konditionierung der Zahnhartsubstanz und die Verwendung von Dentinhaftvermittlern in Verbindung mit niedrigviskösen Kompositen führen zu einer

optimalen Bindung des Kompositzementes an das Dentin. So gelingt es, den mikromechanischen Haftmechanismus vollständig auszunutzen.

Eine chemische Haftung entsteht dann, wenn zwei Stoffe miteinander zu einer chemischen Verbindung reagieren. Hierbei können ionische Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen und kovalente Bindungen entstehen. Eine chemische Adhäsion ist zwischen Kompositmaterialien und Zahnhartsubstanzen bisher noch nicht nachgewiesen worden (Hellwig et al. 1999).

Glasionomerzemente können hingegen eine chemische Verbindung zu Zahnhartsubstanzen eingehen. Hier treten ionische und kovalente Bindungen zwischen den Carboxylgruppen der Polyacrylsäure und anorganischen Schmelz- bzw. Dentinbestandteilen auf (Kent und Wilson 1973).

Auf dem Markt befindet sich eine große Auswahl an Zementen. Zinkphosphatzement, Glasionomerzement und Zemente auf Kompositbasis werden jedoch am häufigsten verwendet.

#### **2.4.1 Zinkoxidphosphatzement**

Von allen Befestigungszementen ist Zinkoxidphosphatzement am Längsten in Gebrauch. Er wurde 1877 von C.S. Rostaing entwickelt und ist heute immer noch der klassische und meist verwendete Befestigungszement (Castagnola und Wirz 1978)

Der Pulveranteil der Zinkphosphatzemente besteht zu 80-90 % aus Zinkoxid und wird durch den Zusatz von Magnesiumoxid, Siliziumdioxid und Kalziumfluorid in seinen Eigenschaften optimiert.

Die Flüssigkeit besteht zu ca. 35 % Wasser und 55 % Phosphorsäure. Die etwa 10 % Zink- und Aluminiumionen dienen als Puffer und setzen die Reaktionsgeschwindigkeit herab.

Positive Eigenschaften der Zinkphosphatzemente sind die geringe Löslichkeit, die minimale Filmdicke, ein günstiges Volumenverhalten und eine hohe Druckfestigkeit im Vergleich zu Carboxylatzementen. Diese Parameter sind auch verantwortlich für die guten Langzeitresultate nach der Zementierung (Castagnola und Wirz 1978). Die

Qualität der Zinkoxidphosphatzemente steigt mit zunehmendem Pulvergehalt in der Mischung (Welker 1970).

Eine negative Eigenschaft dieser Zemente ist der stark saure pH-Wert von 3,5 vor dem Abbinden und die dadurch eingeschränkte Biokompatibilität bei vitalen Zähnen. Dies führt zu mehr oder minder starken und bisweilen zu dauerhaften Pulpairritationen.

#### **2.4.2 Glasionomerzement**

Kent und Wilson entwickelten 1972 aus Silikatzement durch Austausch der Phosphorsäure gegen Polyacrylsäure den Glasionomerzement. Durch die Reaktion von  $\text{Ca}^{2+}$ -Ionen eines Calcium-Aluminium-Silikatglases mit Polymeren verschiedener Polycarbonsäuren entsteht eine anfangs eher labile wasserempfindliche Hydrogelmatrix. Aus dieser entsteht durch Einbau von  $\text{Al}^{3+}$ -Ionen nach einiger Zeit ein stabiles Calcium-Aluminium-Polycarboxylatgel. Nach der Abbindephase wird das Zementgefüge durch Hydratation stabilisiert (Ludwig 2004). Glasionomerzemente sind verarbeitungstechnisch anspruchsvolle Materialien. Die Werkstoffparameter sind sehr stark vom Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis abhängig (Welker 1981). Da jedoch das vorgeschriebene Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis peinlich genau eingehalten werden muss, werden vordosierte Kapselsysteme angeboten, so dass bei dem dosierempfindlichen Werkstoff optimale Verhältnisse der Komponenten gewährleistet sind.

#### **2.4.3 Befestigungskomposite**

Befestigungskomposite sind in ihrer Zusammensetzung mit den Füllungskompositen nahezu identisch, enthalten aber in der Regel etwas weniger Füllstoff. Die dünnflüssige Konsistenz der Komposite erleichtert die Verarbeitung.

Für Befestigungen werden heute überwiegend dualhärtende Komposite eingesetzt (Ludwig 2004). Sie enthalten Initiatoren, die durch chemische oder physikalische Aktivierung in Radikale zerfallen und mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren. Es kommt zur Bildung von Polymerketten und Aushärtung des Komposits.

Sie sind besonders bei der Eingliederung von Wurzelstiften, keramischen Kronen oder Brücken indiziert, um eine vollständige Polymerisation des Kunststoffes sicherzustellen.

In Bezug auf die Retention von Wurzelstiften im Wurzelkanal sind Kompositzemente aufgrund der mikroretentiven Eigenschaften den konventionell zementierten Stiften überlegen (Assif et al. 1982, Goldman et al. 1984, Standlee und Caputo 1992, Duncan und Pameijer 1998).

Die Benutzung von Kompositzementen für die Stiftbefestigung führt nicht nur zu einer höheren Stiftretention, sondern ermöglicht bei Verwendung von Kompositen als Stumpfaufbaumaterial auch eine erhebliche Zeitersparnis. Überschüsse des Kompositzementes müssen nicht entfernt werden und können in den Stumpfaufbau integriert werden, da beide Materialien chemisch kompatibel sind (Assif et al. 1982).

#### **2.4.4 Glasionomerzement-Komposit-Hybride**

Um Schwächen der Glasionomerzemente wie etwa Milieuempfindlichkeit und Löslichkeit zu beseitigen, wurden Hybride mit Kompositen entwickelt. Es gibt grundsätzlich zwei Varianten dieser zwischen den Glasionomerzementen und den Kompositen angesiedelten Materialien.

Zum einen handelt es sich um lichthärtende kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente. In der Flüssigkeit enthalten sie neben der Säure hydrophile Monomere, Bis-GMA und Fotoinitiatoren. In einigen Fällen wurden den Polyacrylsäuremolekülen auch zusätzliche Methacrylatgruppen hinzugefügt. Polymermoleküle und Carboxylatmoleküle bilden hier nach der Reaktion ein Netzwerk (Rzanny et al. 2002). Die ersten lichthärtbaren Glasionomerzemente wurden 1991 angeboten und etablierten sich zunächst als Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien.

Zum anderen wurden in Komposit-Monomeren Polycarbonsäuren hinzugefügt. Die hieraus resultierenden polyalkensäuremodifizierten Komposite werden auch als Kompomere bezeichnet. Zur Härtung wird über ein Initiator-System eine Photo- und/oder Autopolymerisation ausgelöst.

Der Vorteil der Glasionomerezement-Komposit-Hybride liegt in der schnellen Härtung und unmittelbar möglichen Weiterbearbeitung. Durch die Lichthärtung des Kunststoffanteils wird das Material gegenüber Einflüssen der Mundhöhle geschützt. Im Moment der Polymerisation entsteht ein relativ geschlossenes Polymergerüst, und die länger andauernde Zementreaktion (Reaktion der Carboxylgruppen mit den Kationen der ebenfalls beigefügten Gläser) kann geschützt verlaufen (Naumann 2000).

## **2.5 Befestigungsmethoden**

Vor der definitiven Befestigung des Wurzelkanalstiftes sollte die Stiftoberfläche gründlich mit Alkohol gesäubert und entfettet werden. Die Applikation des Zementes kann dann auf verschiedene Arten erfolgen.

Bei der einfachsten Methode wird der Zement auf die gesäuberte Stiftoberfläche gleichmäßig aufgetragen. Anschließend wird der Stift in das vorbereitete Wurzelkanallumen mit leicht rotierenden Bewegungen eingebracht und unter geringem Druck bis zum Abbinden des Zementes gehalten.

Andere Befestigungstechniken basieren auf der Applikation des Zementes direkt in den Wurzelkanal unter Gebrauch von Lentulos oder Papierspitzen. Untersuchungen zeigen, dass die Lentulo-Technik zwar zu einer gleichmäßigen Zementverteilung innerhalb des Wurzelkanals führt, aber im Vergleich zu anderen Methoden den Retentionseffekt nicht erhöht (Goldstein et al. 1986). Aber nicht alle Zementarten sind aus Gründen der Viskosität mit der Lentulomethode in den Wurzelkanal einzubringen. Daher stellt die erstgenannte Applikationstechnik eine universelle einfache und schnelle Befestigungsmethode dar. Zudem bestehen bei Verwendung des fragilen Lentulos zusätzliche Verarbeitungsrisiken.

## **2.6 Radioopazität**

Die Eigenschaft, Strahlenenergie am Durchtritt durch Materialien zu hemmen, wird Radio- bzw. Röntgenopazität genannt (engl. radiodensity, radiopacity).

Röntgenstrahlen werden von Elementen hoher Ordnungszahl stärker absorbiert als Elementen niedriger Ordnungszahlen. Kompositmatrices bestehen aus Monomeren, Komonomeren, Initiatoren, Akzeleratoren und Inhibitoren, allesamt aus Elementen niedriger Ordnungszahlen aufgebaut, und sind daher praktisch nicht röntgensichtbar. Um eine ausreichende Röntgendichte zu erreichen, müssen den Kompositen demnach Elemente mit hohen Atommassen zugesetzt werden. Dies kann theoretisch über das Monomer- oder über das Füllkörpersystem erfolgen, wobei letzteres die Methode der Wahl ist. Hierbei werden meist barium- oder strontiumhaltige Gläser oder Zirkoniumdioxid eingesetzt (Watts 1987a). Weitere röntgendichte Zusatzstoffe stellen die Pigmente Ytterbium- und Yttriumtrifluorid dar. Die Zusatzstoffe bewirken durch die Absorption der Strahlenenergie eine Darstellung hellerer Grauwerte im Röntgenbild.

Durch Verwendung von Aluminium als Referenzmaterial wird die erzielte Röntgenopazität quantifizier- und vergleichbar.

Stiftsysteme sollen radiographisch beurteilbar sein. Generell ist auch für faserverstärkte Kunststoffstifte Röntgenopazität erwünscht. In der Regel weisen jedoch Metall- und Keramikstifte die höchste Radioopazität auf, gefolgt von Karbonfaserstiften, während Glasfaserstifte und Karbonfaserstifte mit Quarzfaserummantelung nur gering röntgenopak sind (Soares et al. 2005). Für die Beurteilung von faserverstärkten Kunststoffstiften ist daher neben guter Elastizität und Transluzenz eine adäquate Radioopazität ausschlaggebend.

Aus einer Studie von Finger et al. (2002) resultiert, dass sich die faserverstärkten Kunststoffstifte untereinander bezüglich ihrer Röntgensichtbarkeit signifikant unterscheiden. Von 8 getesteten faserverstärkten Stiften, die mit Panavia 21ex zementiert worden waren, konnte nur bei 2 Stiften die Radioopazität als klinisch akzeptabel eingestuft werden. Beide besaßen hohe Anteile an Glasfasern (68 %). Ein Stift wurde grenzwertig als akzeptabel befunden, der Rest als klinisch inakzeptabel.

In einer vergleichenden Studie von Zappini und Seitner (2005) zur Bestimmung der Röntgenopazität zeigte der Referenzstift aus Titan eine Röntgenopazität von ca. 550 % Al. Acht Faserstifte wiesen eine Röntgenopazität zwischen 50 und 100 % Al auf und zeigten ähnliche Grauwerte wie das Wurzelzementin oder waren sogar etwas

dunkler. Neun Faserstifte zeigten Werte zwischen 120 und 200 % Al und erschienen etwas heller als das Wurzelentin, nicht hingegen als Zahnschmelz. Lediglich ein Stift (FRC Postec Plus, Ivoclar Vivadent) zeigte eine Röntgenopazität über 300 % Al.

Aus diesen Studien ist abzuleiten, dass bei einem Teil der auf dem Markt erhältlichen Wurzelstifte und Befestigungskomposite die Gefahr besteht, dass der Behandler aufgrund der schlechten Kontrastgebung den korrekten Sitz des Stiftes röntgenographisch nicht beurteilen kann.

Die Verwendung radioopaker Zusätze zu faserverstärkten Kunststoffstiften mag als Ausweg aus dieser Situation erscheinen, sie eröffnet jedoch eine neue Problematik, da Zusätze wie z.B. Bariumglas einen negativen Einfluss auf die Biegefestigkeit der Faserstifte aufweisen. Diese Zusätze verursachen Defekte in der Epoxidharzmatrix und schwächen ihre strukturelle Integrität. Zudem beeinflussen sie den Einsatz von lighthärtenden bzw. dualhärtenden Zementen, indem sie die Lichttransmission verringern (Mannocci et al. 2001).

Zweifellos haben sich Wurzelstifte auf Kompositbasis wegen ihrer guten mechanischen Eigenschaften klinisch bewährt. Aufgrund der negativen Auswirkungen röntgenopaker Zusätze auf die physikalischen Eigenschaften der Stifte ist das Beifügen dieser Zusätze jedoch begrenzt, und so sind viele faserverstärkte Kunststoffstifte radiographisch schlecht erkennbar. In der klinischen Anwendung hängt die Radioopazität jedoch nicht nur von der Materialzusammensetzung des Stiftes, sondern auch vom verwendeten Zement ab. Allerdings erweisen sich oftmals auch die zur Insertion der Stifte verwendeten Zemente auf die Radioopazität nicht verbessernd. Dies kann zwei Gründe haben. Zum einen weisen die Zemente an sich zu geringe Radioopazitäten auf. Zum anderen ist die Zementschicht zwischen Stift und Kanalwand zu dünn, um ein verbessertes Resultat zu bieten.

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie liegt daher darin, die Radioopazität von 6 faserverstärkten Kunststoffstiften ohne und mit Zementierung mit verschiedenen Zementen zu bestimmen, eventuelle kumulative Effekte der röntgenologischen Dichte von Stift und Zement zu überprüfen, und die Abgrenzbarkeit gegenüber Wurzelentin zu beurteilen.

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Versuchsmaterialien

Für die Studie wurden Stifte mit im koronalen Anteil ähnlichem Durchmesser verwendet, wobei die genaue Stiftdicke mit einem digitalen Messschieber (Mitutoyo Absolut Digimatic, Mitutoyo Europe GmbH, Neuss) gemessen und bei der Berechnung der Röntgendichte berücksichtigt wurde. Tabelle 1 führt die untersuchten Produkte auf. Zwei Stifte (DT Light SL, Twin Luscent Anchor) sind quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte, die übrigen Stifte sind glasfaserverstärkte Kunststoffstifte.

Produkt	Hersteller	Durchmesser des zylindrischen Teils (mm)	LOT	Kürzel
Parapost XP	Colthene Whaledent	1,2	MT-04575	PPX
ParaPost FiberLux	Colthene Whaledent	1,25	MT-58790	PFL
Twin Luscent Anchors	Dentatus	1,4	10648	LUA
DT Light SL	VDW	1,23	0701001967	DTL
FRC Postec Plus	Ivoclar Vivadent	1,5	J26088	FRC
Luxapost	DMG	1,25	F-130081	LUP
Rely X Fiber Post	3M Espe	1,27	050460703	RFP

***Tabelle 1: Verwendete Wurzelstifte mitsamt den in dieser Arbeit verwendeten Abkürzungen***

Im zweiten Versuchsteil wurden Kompositzemente verwendet, um einen möglichen Grauwertunterschied zum unzementierten Stift aufzuzeigen (Tab. 2).

Zement	Hersteller	LOT
ParaPost cem	Coltene Whaledent	0118656
CoreX	Dentsply	0608002611
Calibra	Dentsply	0612121
MultiCore	Ivoclar Vivadent	J25166
Luxacore	DMG	584745
Rely X Aplicap	3M Espe	275835

***Tabelle 2: Kompositzemente***

Die Stifte wurden, sofern Zemente vom selben Hersteller verfügbar waren, zusammen mit den Zementen dieses jeweiligen Herstellers verwendet. Dadurch ergaben sich die in Tabelle 3 aufgeführten Stift-Zement-Kombinationen.

Stift	Zement
Twin Luscent Anchors	CoreX
Para Post Fiber Lux	Parapost Cem
Luxapost	Luxacore
FRC Postec Plus	Multicore
Rely X Fiber Post	Rely X Aplicap
DT Light SL	Calibra

***Tabelle 3: Stift/Zement-Kombinationen***

Der Titanstift Parapost XP diente in dieser Studie als Referenzstift und wurde nicht zementiert, er ist daher in Tabelle 3 nicht aufgeführt.

### **3.2 Versuchszähne**

Für die Durchführung der Versuche wurden 70 extrahierte menschliche Unterkiefer-Schneidezähne verwendet. Diese Zähne wurden direkt nach der Extraktion in einer 0,9%-igen Kochsalzlösung bei Zimmertemperatur aufbewahrt.

Alle Zähne waren kariesfrei. Sie waren nicht endodontisch behandelt, wiesen ein abgeschlossenes Wurzelwachstum auf und waren im Bereich der Wurzel nicht frakturiert. Alle Zähne wurden mit einem Ultraschallscaler der Firma Dentsply (Cavitron Select SPS) von Konkrementen sowie Resten von desmodontalen Fasern befreit und gereinigt und bis zur Versuchsdurchführung wieder in 0,9%-iger Kochsalzlösung aufbewahrt.

### **3.3 Probenvorbereitung**

Die Versuchszähne wurden zuerst von apical auf eine Länge von 15 mm, etwa auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze, unter Wasserkühlung mit einer Präzisionssäge (300 CP, Firma Exakt, Norderstedt) gekürzt, so dass eine plane Fläche entstand, die als Referenzpunkt für die Wurzelkanalbehandlung diente.

Die abgetrennte Wurzel wurde auf Unversehrtheit untersucht und anschließend endodontisch behandelt. Der Wurzelkanal jeder Wurzel wurde mit K-Feilen und Hedström-Feilen manuell aufbereitet. Die endodontische Arbeitslänge der K-Feilen reichte bis zum physiologischen Apex.

Dann wurde der Kanal mit gleich bleibender Arbeitslänge der Instrumente bis ISO-Größe 40 erweitert. In Tabelle 4 sind die hierfür und für die anschließende Füllung der Wurzelkanäle verwendeten Instrumente und Materialien zusammengestellt.

Um eine Verstopfung des Wurzelkanals durch die Ansammlung von Dentinspänen im Apexbereich zu verhindern, wurde dieser nach jedem Einsatz von K-Feilen mit einer, eine ISO-Größe kleineren Hedström-Feile rekapituliert. Nach jedem Instrumentenwechsel erfolgte eine Spülung des Kanals mit 1%-iger Natriumhypochloritlösung.

Nach vollständiger Aufbereitung und Trocknung des Wurzelkanals mit Papierspitzen wurde eine Wurzelkanalfüllung mit Guttaperchastiften und dem Sealer AH 26 gemäß lateraler Kondensationstechnik durchgeführt.

Für das Abfüllen der Kanäle wurden zunächst die Guttaperchastifte mit Sealer benetzt, und die Stifte wurden bis auf Arbeitslänge in den Kanal eingeführt. Des Weiteren wurde eine laterale Kondensation mit Fingerspreadern der Größen 20-35 und mit normierten Guttaperchaspitzen der ISO-Größen 15-30 vorgenommen. Nach dem Entfernen des Spreaders wurde in den entstandenen Hohlraum ein Guttaperchastift der nächstniedrigeren ISO-Größe platziert. Dieser Kondensationsvorgang wurde wiederholt, bis sich keine akzessorischen Stifte mehr einführen ließen. Ebenso wie der Hauptstift wurden die akzessorischen Stifte mit Sealer bestrichen. Die überstehenden Wurzelstiftenden wurden mit einem heißen Excavator auf Höhe des Kanaleinganges abgetrennt.

Danach wurden alle behandelten Wurzeln wieder in einer 0,9%-igen Kochsalzlösung bis zum Beginn der Probenherstellung aufbewahrt.

<b>Verwendetes Instrument/Material</b>	<b>Hersteller</b>
endodontische K-Feilen	VDW, München, D
endodontische Hedström-Feilen	VDW, München, D
endodontische Spreader	VDW, München, D
endodontische Papierspitzen	Dentsply Maillefer, Ballaigues, CH
endodontische Guttaperchastifte	Roeko, Langenau, D
AH 26 Sealer	Dentsply DeTrey, Konstanz, D

***Tabelle 4: Verwendete Wurzelkanalinstrumente und Wurzelkanalfüllmaterialien***

### **3.3.1 Verwendete Lösungen**

#### Physiologische Kochsalzlösung

Die 0,9%-ige isotone Kochsalzlösung (B. Braun, Melsungen) diente zur Aufbewahrung der frisch extrahierten Zähne bis zum Versuchsbeginn.

#### Natriumhypochloritlösung

Die ca. 0,5 – 1,5%ige Lösung dient in der Endodontie als Wurzelkanalspülmittel zur Reduktion der Keimzahl und Reinigung des Kanals durch Aufschäumen. 1000 ml Spüllösung enthalten im gereinigten Wasser etwa 10,5 g Natriumhypochlorit (Speiko, Münster).

### **3.3.2 Wurzelfüllmaterial**

Als Wurzelfüllmaterial wurde AH 26® Sealer (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) verwendet. AH 26 Pulver und Kunstharz werden zu einem Wurzelkanalfüllmaterial mit gutem Abdichtungsvermögen angemischt. Dank seiner engen Adaptation an die Wurzelkanalwände und geringen Abbinde- und Schrumpfung lassen sich mit AH 26 dicht abschließende Wurzelkanalfüllungen mit einer guten Gewebeverträglichkeit erzielen.

Zusammensetzung:

AH 26, Pulver: Bismutoxid, Methenamin, Silber, Titandioxid

AH 26, Harz: Epoxidharz

Pulver und Flüssigkeit wurden auf einer Glasplatte mit einem Metallspatel zu einer homogenen Paste vermischt. Das Mischungsverhältnis betrug 2-3 Volumina Pulver auf 1 Volumen Kunstharz.

#### Guttaperchastifte (Roeko, Langenau, D)

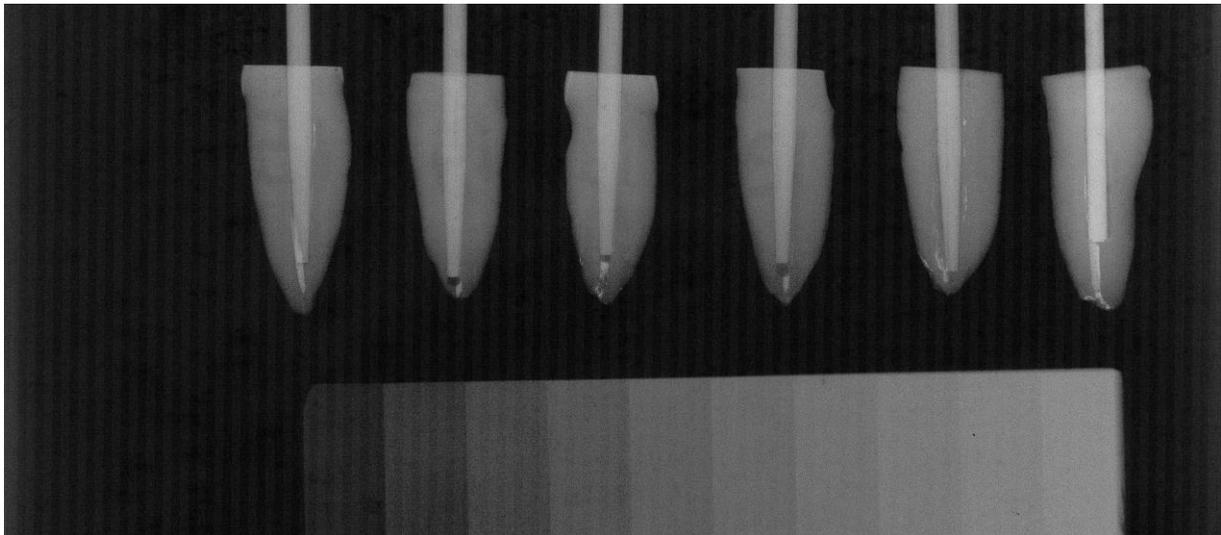
Die normierten Guttaperchastifte werden für die Wurzelkanalfüllung verwendet und setzen sich in der Regel aus 20% Guttapercha als Matrix, 3% Plastikwachsen u. Kunststoffen, 66 % Zinkoxid als Füller und 11% Metallsulfaten (Röntgenopazität) u. Farbpigmente zusammen.

### 3.4 Probenherstellung

Die Zähne wurden nach dem Zufallsprinzip in 6 Versuchsgruppen mit je 10 Zähnen sowie eine Referenzgruppe für den Titanstift Parapost XP aufgeteilt. Jede Versuchsgruppe wurde einer der Stift-Zement-Kombinationen zugeteilt. Der Zeitraum zwischen Wurzelfüllung und Kanalbohrung betrug mindestens eine Woche. Anschließend wurden alle Zähne mit dem dazugehörigen Kanalbohrer für den jeweilig zu verwendenden Stift auf eine Tiefe von 12mm aufbereitet. Dabei wurden alle Guttapercha- und AH26-Reste bis zu dieser Tiefe im Kanal entfernt.

#### 3.4.1 Versuchsreihe 1: Ohne Zementierung

Auf zwei Okklusalfilmen (Kodak Ultraspeed) wurden je 5 Kunststoffstifte eines Fabrikats in die zuvor aufbereiteten Kanäle gesteckt und in einer Reihe platziert. Daneben wurde zur Grauertermittlung eine Aluminiumtreppe mit Stufenhöhen von 0,5 – 5 mm platziert sowie ein Zahn mit dem Titanstift Parapost XP als Referenz (Abb. 1).



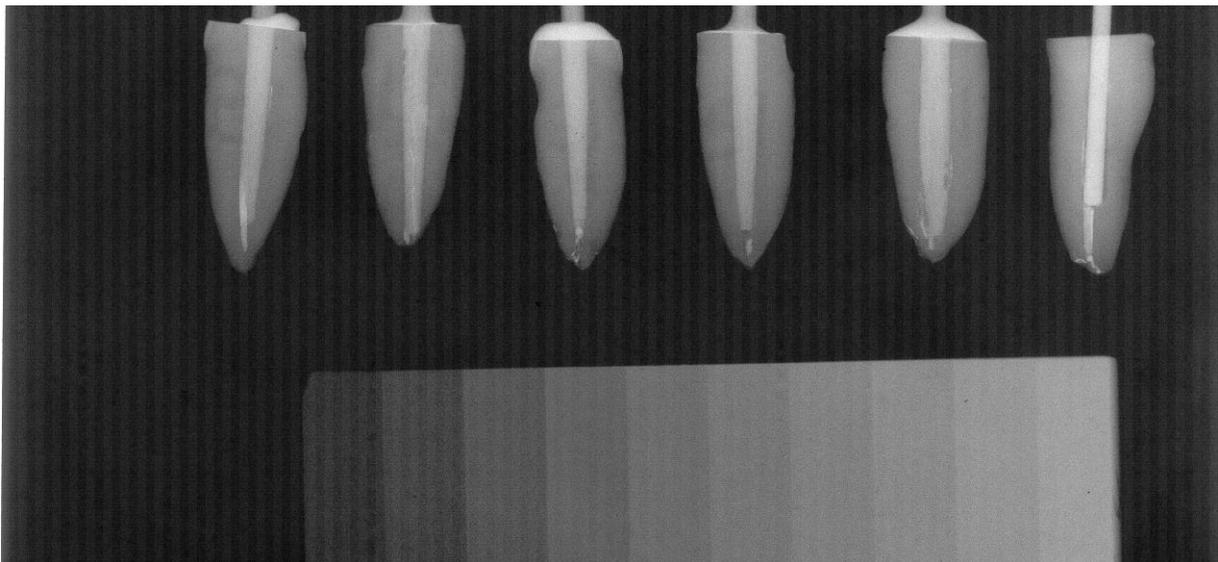
**Abbildung 1: FRC Postec+ (rechts: Titanstift, unten: Aluminiumtreppe)**

### 3.4.2 Versuchsreihe 2: Mit Zementierung

Die Wurzelkanäle wurden 30 sec. lang mit 36%iger Phosphorsäure konditioniert, 30 sec mit Wasser gespült und mit Papierspitzen getrocknet. Vor dem Zementieren der Stifte wurden alle Kanäle mit einem vom Hersteller empfohlenen Bondingsystem behandelt (z.B. Luxacore - Luxabond).

Zur Aushärtung der Materialien wurde die Bluephase-Polymerisationslampe (Ivoclar-Vivadent, Schaan/Liechtenstein) verwendet.

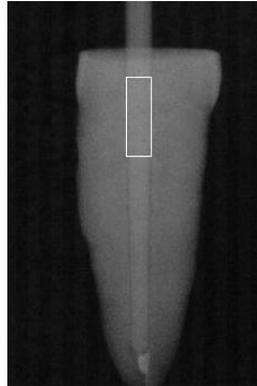
Bei beiden Versuchsreihen wurden die Filme mit der Röntgeneinheit Siemens Dosimatic bei 60 KV und 7 mA für 2,1 s belichtet. Der Tubus-Film Abstand betrug jedes Mal exakt 250 mm. Die Entwicklung der Aufnahmen erfolgte jeweils unter den gleichen Bedingungen mit demselben Entwicklungsgerät (Dürr XR 24).



**Abbildung 2: Kunststoffstift FRC Postec+ nach Zementierung**

Die Filme wurden mit einem Scanner (Agfa Snapscan e50) und mit Hilfe der Software Scanwise digitalisiert. Zur graphischen Auswertung der gescannten Röntgenbilder wurden deren Dateien in Corel Photo Paint Select Edition geladen. Hierbei wurde mit einer „Rechteckmaske“ der auszuwertende Bereich eingerahmt

und der Grauwert ermittelt. Dabei wurde immer das obere Drittel des Stiftes ausgewählt (Abb. 3).



**Abbildung 3: Auswahl des Grauwertanalyse-Ausschnittes**

### 3.5 Auswertung und Statistik

Die Auswertung erfolgte in Anlehnung an die ISO 4049:2000. Hierzu müssten Eichgeraden aufgenommen und anhand der Probengrauwerte die Aluminiumäquivalenzhöhe bestimmt werden (1 mm Aluminiumdicke = 100% Radioopazität; Beispiel: 5,25 mm Äquivalenzhöhe entspricht 525% Radioopazität). Auf Grundlage langjähriger interner Studienergebnisse (Firma DMG, Hamburg) wurde eine mathematische Formel beschrieben, die eine direkte Berechnung der Aluminiumäquivalenzhöhe aus den Grauwerten ermöglicht.

$$\text{Aluminiumäquivalenzhöhe \%} = \left[ (a - a_1) * \frac{(b_2 - b_1)}{(a_2 - a_1)} \right] + \frac{b_1}{Pd}$$

$a$  = Grauwert Probe

$a_1$  = Grauwert untere Treppenstufe

$a_2$  = Grauwert obere Treppenstufe

$b_1$  = Höhe untere Treppenstufe

$b_2$  = Höhe obere Treppenstufe

$Pd$  = Probendicke

Die errechneten Röntgenäquivalenzwerte wurden in einer Excel-Datei zusammengefasst und anschließend in das Statistikprogramm SPSS Version 18

importiert. Für jeden Stift und jede Stift/Zement-Kombination sowie die Referenzmaterialien Dentin und Titanstift wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet.

Die statistische Überprüfung der Mittelwerte auf signifikante Unterschiede erfolgte für die beiden Versuchsteile ohne und mit Zement mittels Varianzanalyse (Anova) mit anschließenden multiplen paarweisen Vergleichen (Post-hoc-Testung nach Tukey). Zur Annahme statistisch signifikanter Differenzen musste eine Irrtumswahrscheinlichkeit  $p$  von weniger als  $\alpha = 0,05$  erzielt werden. Der Vergleich der jeweils ohne bzw. mit Zement bestimmten Röntgenopazitätswerte für die sechs faserverstärkten Stifte erfolgte mit Hilfe des t-Testes für verbundene Stichproben. Da der Grundgesamtheit mehr als zwei Gruppen umfasste, musste gemäß der Korrekturangaben nach Bonferroni für die Annahme signifikanter Differenzen ein  $p$ -Wert unterhalb der Signifikanzgrenze  $\alpha = 0,0083$  vorliegen.

## 4 Ergebnisse

### Röntgenopazität der Stifte ohne Zementierung

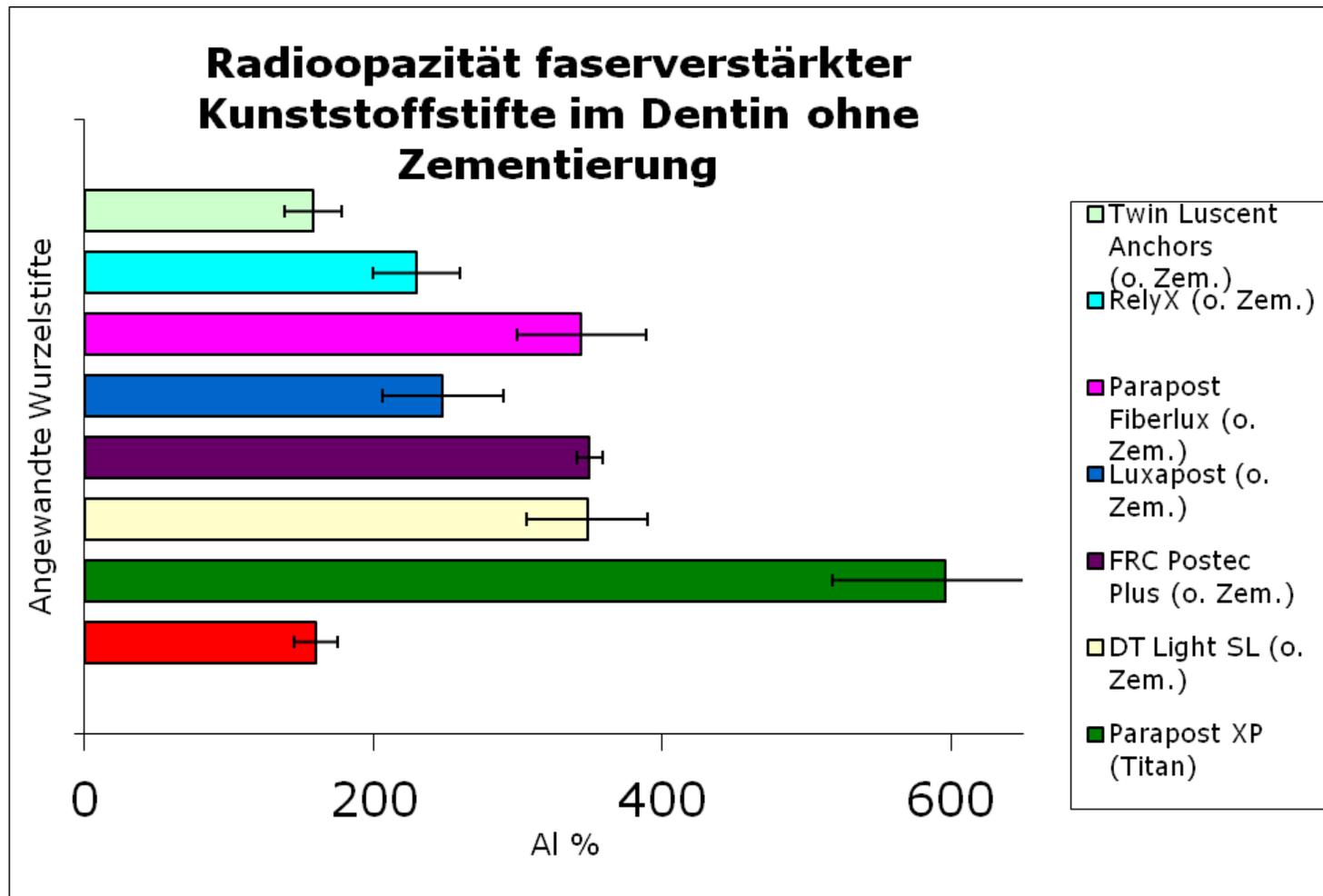
Die Resultate sind in der Tabelle 5 und Abbildung 4 dargestellt. Der Titanstift Parapost XP zeigte als Kontrolle die höchste Röntgenopazität auf (596% AI, AI = Aluminiumäquivalent). Mit einem Wert von 350% AI hatte der FRC Postec Plus unter den Kunststoffstiften die höchste Radioopazität, gefolgt von dem DT Light SL (348% AI) und dem Parapost Fiberlux mit (344% AI). Es folgten die Stifte Luxapost und RelyX Fiber Post mit Radioopazitätswerten von 248% AI und 230% AI. Der Stift Twin Luscent Anchor wies mit einem Wert von 158% AI die geringste Radioopazität auf und entsprach dem Wert von Dentin (160% AI).

Zwischen den mittleren Röntgenopazitätswerten der einzelnen Gruppen bestanden hochsignifikante Unterschiede (Anova:  $p < 0,001$ ). Im paarweisen Vergleich wird deutlich, dass sich alle ohne Zement in die Wurzel inserierten Stifte mit Ausnahme des Twin Luscent Anchors signifikant vom Dentin unterscheiden, und dass sämtliche Stifte im Wurzelkanal signifikant geringere Röntgenopazitäten aufweisen als der Titanstift (Tabelle 6). Der Stift Twin Luscent Anchors wies gegenüber allen anderen Stift-Gruppen signifikant geringere Opazitätswerte auf. Ferner waren die Stifte Luxapost und RelyX Fiberpost in statistisch gleicher Weise nur gering röntgenopak, während die Stifte DT Light SL, FRC Postec Plus und Parapost Fiberlux sich auf röntgenopakerem Niveau ebenfalls nicht statistisch voneinander unterschieden (s. auch Abbildung 4). Es resultiert die in Tabelle 7 wiedergegebene Verteilung von Stiften gleicher oder unterschiedlicher Röntgenopazität, wobei in einer Spalte aufgeführte Stifte sich statistisch hinsichtlich des Aluminiumäquivalentwertes nicht unterscheiden, während zwischen den Spalten Differenzen mindestens auf dem 5%-Level gesichert werden konnten.

Auch ohne die zu Vergleichszwecken eingeschlossenen Messungen an Dentin sowie am Titanstift sind die mittleren Opazitätswerte der Faserstifte im Wurzelkanal hochsignifikant voneinander verschieden (Anova:  $p < 0,001$ ).

	Referenzmaterialien		Opazität ohne Zement					
	Dentin	Parapost XP (Titan)	DT Light SL (o. Zem.)	FRC Postec Plus (o. Zem.)	Luxapost (o. Zem.)	Parapost Fiberlux (o. Zem.)	RelyX Fiber Post (o.Zem.)	Twin Luscent Anchors (o. Zem.)
Stiftdicke [mm]	2,00	1,20	1,23	1,50	1,25	1,25	1,27	1,40
Probe 1	161	527	407	351	294	340	303	177
Probe 2	185	518	329	335	250	309	213	169
Probe 3	155	533	357	350	266	311	211	182
Probe 4	176	527	298	343	264	317	219	174
Probe 5	167	531	385	364	327	367	248	149
Probe 6	169	736	376	358	211	333	238	156
Probe 7	176	629	330	343	199	418	218	176
Probe 8	157	642	367	345	224	302	237	145
Probe 9	175	678	268	348	251	423	194	122
Probe 10	144	636	364	360	196	317	218	136
Probe 11	156							
Probe 12	139							
Probe 13	147							
Probe 14	135							
<b>Mittelwert</b>	<b>160</b>	<b>596</b>	<b>348</b>	<b>350</b>	<b>248</b>	<b>344</b>	<b>230</b>	<b>158</b>
Std.Abw.	15	78	42	9	42	45	30	20

**Tabelle 5: Röntgenopazität der Wurzelstifte ohne Zementierung (% Aluminiumäquivalenzhöhe)**



**Abbildung 4:** Grafische Darstellung der Röntgenopazität der Stifte ohne Zementierung und Referenzwerte von Dentin sowie eines Titanstiftes

	Parapost XP (Titan)	DT Light SL	FRC Postec Plus	Luxapost	Parapost Fiberlux	RelyX Fiberpost	Twin Luscent Anchors
Dentin	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,002	> 0,999
Titan		< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
DT Light SL			> 0,999	< 0,001	> 0,999	< 0,001	< 0,001
FRC Postec Plus				< 0,001	> 0,999	< 0,001	< 0,001
Luxapost					< 0,001	0,968	< 0,001
Parapost Fiberlux						< 0,001	< 0,001
RelyX							0,003

**Tabelle 6: Irrtumswahrscheinlichkeiten p zum statistischen Vergleich von jeweils zwei Gruppen gegeneinander (Anova mit Tukey`s Post-hoc-Testung)**

Gruppe	Untergruppe für Alpha = 0,05			
	1	2	3	4
Twin Luscent Anchors	158			
Dentin	160			
RelyX		230		
Luxapost		248		
Parapost Fiberlux			344	
DT Light SL			348	
FRC Postec Plus			350	
Titan				596

**Tabelle 7: Gruppierung von Stiften statistisch gleicher oder unterschiedlicher Röntgenopazität gemäß Varianzanalyse**

### Röntgenopazität der Stifte mit Zementierung

Durch die adhäsive Befestigung erhöhte sich die Röntgenopazität aller Kunststoffstifte, allerdings in sehr unterschiedlichem Ausmaß. Nach der Zementierung mit ParaPost Cem wies der Parapost Fiberlux mit 374% AI die höchste Röntgenopazität auf, gefolgt von DT Light SL mit Calibra (372% AI) und FRC Postec Plus mit Multicore Flow (355% AI, Tabelle 8 und Abbildung 5).

	Referenzmaterialien		Opazität mit Zement					
	Dentin	Para-post XP (Titan)	DT Light SL + Calibra	FRC Postec Plus + Multicore Flow	Luxapost + Luxacore	Parapost Fiberlux + ParaPost cem	RelyX Fiberp. + RelyX Unicem	Twin Luscent Anchors + Core X
Stiftdicke [mm]	2,00	1,20	1,23	1,50	1,25	1,25	1,27	1,40
Probe 1	161	527	423	357	259	386	382	267
Probe 2	185	518	334	343	262	377	323	290
Probe 3	155	533	367	364	277	364	313	289
Probe 4	176	527	344	346	305	379	285	276
Probe 5	167	531	376	360	270	395	389	246
Probe 6	169	736	398	363	226	348	334	265
Probe 7	176	629	341	342	252	393	301	279
Probe 8	157	642	380	357	266	329	354	261
Probe 9	175	678	381	347	243	397	259	238
Probe 10	144	636	377	367	315	370	303	235
Probe 11	156							
Probe 12	139							
Probe 13	147							
Probe 14	135							
<b>Mittelwert</b>	<b>160</b>	<b>596</b>	<b>372</b>	<b>355</b>	<b>267</b>	<b>374</b>	<b>324</b>	<b>265</b>
Std.Abw.	15	78	27	9	27	22	41	20

**Tabelle 8: Röntgenopazität der Wurzelstifte mit Zementierung (% Aluminiumäquivalenzhöhe)**

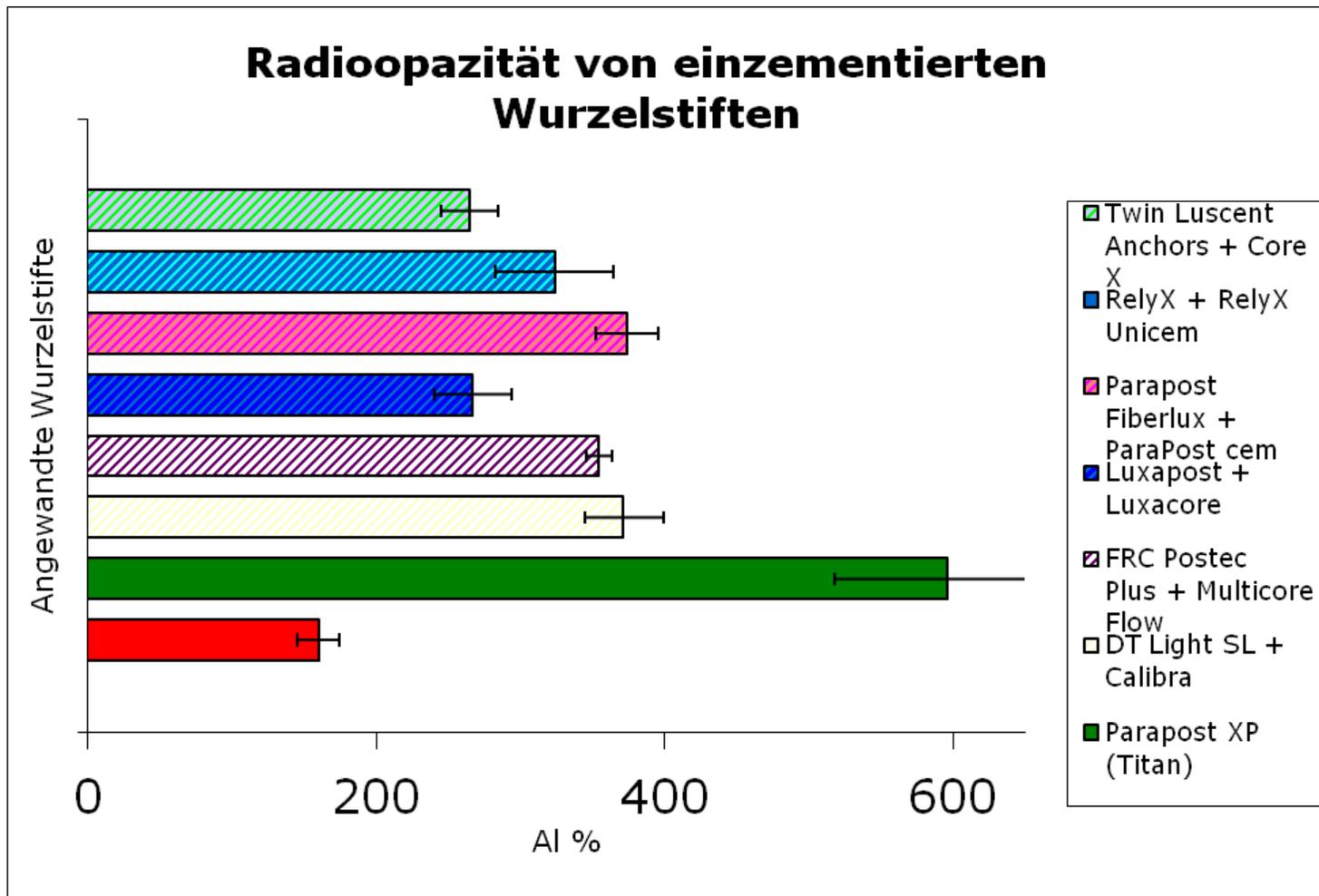


Abbildung 5: Grafische Darstellung der Röntgenopazität der Stifte mit Zementierung und Referenzwerte von Dentin sowie eines Titanstiftes

RelyX Fiberpost mit RelyX Unicem erreichte einen Röntgenopazitätswert von 324% Al. Am Ende dieses Vergleichs standen Twin Luscent Anchors mit Core X (265% Al) und Luxapost mit Luxacore (267% Al).

Auch nach der Zementierung der Stifte bestanden zwischen den mittleren Röntgenopazitätswerten der einzelnen Gruppen sowie den Referenzgruppen hochsignifikante Unterschiede (Anova:  $p < 0,001$ ). Im paarweisen Vergleich konnten sich aber alle Stift/Zement-Kombinationen hochsignifikant vom Dentin abheben. Ebenso blieben jedoch alle Stifte zusammen mit ihrem Zement hochsignifikant unter der Röntgenopazität des Titanstiftes (Tabelle 9). Anhand der multiplen paarweisen Vergleiche können die Stifte mit ihren Zementen zu drei Kategorien zusammengefasst werden, innerhalb derer keine signifikant verschiedenen Röntgenopazitäten auftraten. Es sind dies zum einen die Stifte Twin Luscent Anchors und Luxapost sowie zum anderen die Stifte RelyX, FRC Postec Plus und DT Light SL. Schließlich kann eine weitere Kategorie mit den Produkten FRC Postec Plus, DT Light SL und Parapost Fiberlux gebildet werden, welche sich jedoch in großen Teilen mit der zuvor erwähnten Kategorie überschneidet (Tabelle 10, s. auch Abbildung 5).

	Parapost XP (Titan)	DT Light SL	FRC Postec Plus	Luxapost	Parapost Fiberlux	RelyX Fiberpost	Twin Luscent Anchors
Dentin	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Titan		< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
DT Light SL			0,953	< 0,001	> 0,999	0,063	< 0,001
FRC Postec Plus				< 0,001	0,928	0,539	< 0,001
Luxapost					< 0,001	0,013	> 0,999
Parapost Fiberlux						0,048	< 0,001
RelyX Fiberpost							0,007

**Tabelle 9: Irrtumswahrscheinlichkeiten  $p$  zum statistischen Vergleich von jeweils zwei Gruppen mit einzementierten Stiften gegeneinander (Anova mit Tukey`s Post-hoc-Testung)**

Gruppe	Untergruppe für Alpha = 0,05				
	1	2	3	4	5
Dentin	160				
Twin Luscent Anchors		265			
Luxapost		267			
RelyX			324		
FRC Postec Plus			355	355	
DT Light SL			372	372	
Parapost Fiberlux				374	
Titan					596

**Tabelle 10: Gruppierung von einzementierten Stiften statistisch gleicher oder unterschiedlicher Röntgenopazität gemäß Varianzanalyse**

Auch unter Ausschluss der Referenzwerte für Dentin und dem Titanstift unterscheiden sich die Röntgenopazitätswerte der in den Wurzelkanälen zementierten Stifte hochsignifikant (Anova:  $p < 0,001$ ). Dabei werden die Differenzierungen zwischen den Stift/Zement-Kombinationen statistisch deutlicher. So unterschieden sich in Abänderung der in Tabelle 9 aufgeführten Irrtumswahrscheinlichkeiten die Röntgenopazitäten der Produkte Luxapost vs. RelyX sowie DT Light SL vs. Parapost Fiberlux signifikant ( $p = 0,002$  bzw.  $p = 0,001$ ) und diejenigen von FRC Postec Plus und Parapost Fiberlux hochsignifikant ( $p < 0,001$ ). Die aus dieser Berechnung resultierende Zusammenfassung der Stift/Zement-Kombinationen zu Kategorien kommt zu deutlicheren Abgrenzungen zwischen den Kategorien (Tabelle 11).

Gruppe	Untergruppe für Alpha = 0,05		
	1	2	3
Twin Luscent Anchors	265		
Luxapost	267		
RelyX		324	
FRC Postec Plus		355	355
DT Light SL			372
Parapost Fiberlux			374

**Tabelle 11: Gruppierung von einzementierten Stiften statistisch gleicher oder unterschiedlicher Röntgenopazität gemäß Varianzanalyse unter Ausschluss von Dentin und Titan**

## Auswirkung der Zementierung

Tabelle 12 fasst die Veränderungen der Röntgenopazitäten nach Verwendung des jeweils zugehörigen Zementes zum Einkleben der Stifte zusammen. Für alle Stifte steigt die Röntgensichtbarkeit. Die größte Veränderung ist für den Twin Luscent Anchors zu erkennen, dessen röntgenologische Erkennbarkeit von 158% AI auf 265% AI steigt. Der Stift RelyX Fiber Post, der ohne Zement einen AI-Wert von 230% aufweist, zeigt nach der Zementierung mit RelyX Unicem eine Röntgenopazität von 324% AI. Der Luxapost-Stift steigert sich nach Zementierung mit Luxacore um 19% AI auf 267% AI. Die Röntgensichtbarkeit des FRC Postec Plus steigert sich nach Zementierung mit Multicore Flow um 5% AI auf 355% AI, und die Sichtbarkeit des DT Light SL erhöht sich um 24% AI auf 372% AI und die des Parapost Fiberlux um 30% auf 374% AI.

	ohne Zement	mit Zement	Veränderung	p
<b>DT Light SL</b>	348	372	24	0,074
<b>FRC Postec Plus</b>	350	355	5	0,006
<b>Luxapost</b>	248	267	19	0,920
<b>Parapost Fiberlux</b>	344	374	30	0,031
<b>RelyX Fiberpost</b>	230	324	94	0,003
<b>Twin Luscent Anchors</b>	158	265	106	0,001

***Tabelle 12: Röntgenopazität der Wurzelstifte im Wurzelkanal ohne und mit Zementierung (% Aluminiumäquivalenzhöhe) mitsamt Differenz***

Diese Veränderungen bedeuten für die Stifte FRC Postec Plus, RelyX und Twin Luscent Anchors eine signifikante Verbesserung der Röntgenopazität durch die Zemente. Der auch ohne Zement vergleichsweise röntgenopake DT Light SL wird mit dem zugehörigen Zement deutlicher dargestellt, die Veränderung verfehlt allerdings das Signifikanzniveau ( $p = 0,074$ ), und der ohne Zement wenig röntgenopake Stift Luxapost wird mit dem Zement zusammen statistisch nicht signifikant besser dargestellt (Tabelle 12).

## **5 Diskussion**

Die Röntgenopazität von Restaurationsmaterialien ist eine wichtige Eigenschaft. Restaurationen müssen problemlos und eindeutig zu identifizieren sein, um dem Behandler korrekte Befundungen und Diagnosestellungen zu ermöglichen. Zudem sollen Restaurationsmaterialien auch im seltenen Falle eines Verschluckens im Röntgenbild sichtbar sein. Diese Forderungen gelten auch für Wurzelstifte. Konventionelle Metallstifte und Keramikstifte aus Zirkonoxid garantieren eine mehr als ausreichende Röntgenopazität (Soares et al. 2005).

Die neueste Stiftgeneration, die faserverstärkten Kunststoffstifte, haben aufgrund ihres hohen Gehalts an leichten organischen Elementen (Acrylate: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) eine geringe Röntgenopazität. Die Hersteller äußern zwar, dass ihre Stifte in Kombination mit einem radioopaken Zement für den Behandler einfach zu erkennen seien. Häufig ist jedoch auch der angebotene Zement nicht hinreichend radioopak. Zudem ist die Zementschicht oft so dünn, dass der Beitrag des Zementes zur Röntgensichtbarkeit gering ausfällt. Es ist deshalb von Bedeutung, dass der Stift selbst ausreichend röntgenopak ist und sich vom Wurzelzement deutlich abhebt.

Mit der vorliegenden Studie sollte daher die Röntgensichtbarkeit verschiedener faserverstärkter Wurzelkanalstifte, mit oder ohne zugehörigen Zement, untersucht werden.

### **5.1 Diskussion der Methode**

Die Bestimmung der Röntgenopazität durch gleichzeitige Belichtung eines Aluminiumstufenkeils ist ein etabliertes Verfahren (Körber und Ludwig 1993, Watts 1987b). Die Einbeziehung der Aluminiumreferenz stellt sicher, dass mögliche Expositions- und Entwicklungsschwankungen auf einen einheitlichen Standard zurückgerechnet werden können. Anschließend wird densitometrisch der Röntgenfilm-Schwärzungsgrad der Materialprobe ermittelt und die Stufe des Aluminiumkeils mit gleicher optischer Dichte bestimmt.

Die verwendete Aluminiumlegierung hat jedoch großen Einfluss auf die Röntgenopazitätswerte. Bei Verwendung von Al 95% ergeben sich 1,8-fach niedrigere Röntgenopazitätswerte im Vergleich zu Al 99,5% (Hein 1988). Nach EN ISO 4049 wird ein Aluminiumstufenkeil von mindestens Al 98% verlangt, wobei sich ein Aluminiumstandard von Al 99,5% durchgesetzt hat (Watts 1987b, Hein 1988). Aluminium hat ein mit Dentin vergleichbares Röntgenverhalten. Die relative Röntgendichte von Dentin zu Aluminium wird mit 100 - 106% Al angegeben (Haak und Noack 1996). Die Angaben für Schmelz schwanken zwischen 197 und 212% Aluminium.

Für Füllungswerkstoffe wird die Röntgenopazität als ausreichend betrachtet, wenn er den Äquivalentwert von Schmelz erreicht (Haak und Noack 1996). Krejci et al. (1991) hingegen fordert eine Mindestabsorption von Al 250 %. In jedem Fall wird die radiologische Diagnostik erheblich verbessert, wenn die Radioopazität gleich oder höher der des Schmelzes ist (Hein 1988, Prevost et al. 1990, Goshima und Goshima 1991, Haak und Noack 1996).

Um das mit zusätzlichen potentiellen Ablesefehlern behaftete Aufzeichnen der Eichungsgeraden zu umgehen, wurde auf Grundlage vorhandener Studienergebnisse der Firma DMG (Hamburg) eine mathematische Formel beschrieben, die eine direkte Berechnung der Aluminiumäquivalenzhöhe aus den Grauwerten ermöglicht. In die Berechnung geht als ein wichtiger Parameter die Dicke der Wurzelstifte ein. Da jeder Hersteller Stifte mit unterschiedlichem Durchmesser anbietet und da die Stiftdicken z.T. mit frei definierten Größen wie z.B. S-L (Twin Luscent Anchors) angegeben oder durch Farbmarkierungen von weiß bis blau (RelyX Fiber Post) kenntlich gemacht sind, wurden die Stiftdurchmesser für diese Studie mittels einer Schieblehre vermessen. Die Messung erfolgte stets im oberen Stiftdrittel. Anschließend wurden innerhalb der Produktpalette jedes Herstellers Stifte ähnlicher Dicke ausgesucht. Die Werte wurden als Probendicke (Pd) in die Berechnungsformel eingebracht. Die Stiftdicke wird nicht in allen Studien zu dieser Thematik berücksichtigt. So sind in einer Studie zur Röntgenopazität von Stiften (Soares et al. 2005) keine Angaben zu den Dicken der verwendeten Stifte zu finden.

Die in dieser Studie verwendeten menschlichen Unterkiefer-Inzisiven wiesen untereinander verschiedene Wurzellängen, Formen und vor allem Dicken auf. Um

Ungenauigkeiten zu minimieren, wurden die Zähne nach dem Zufallsprinzip auf die Stiftgruppen zugeordnet. Die dennoch unterschiedlichen Wurzeldicken beeinflussen die gemessenen Opazitätswerte. Dies zeigt sich an teilweise großen Standardabweichungen zu den Opazitäts-Mittelwertberechnungen. Die Mittelwerte sollten hiervon aufgrund der zufälligen Probenverteilung jedoch unberührt sein.

Für die Ermittlung des Dentin-Referenzwertes gab es keine gesonderte Dentinkontrollgruppe mit nur hierfür vorgesehenen Zähnen. Der Dentinegrauwert wurde an je einem Zahn aus jeder Gruppe, einmal bei der Messung ohne und einmal bei der Messung mit Zement, ermittelt, indem im koronalen Drittel mit einer Rechteckmaske ein Bereich neben dem Stift markiert und dort der Grauwert ermittelt wurde (ähnlich wie in Abbildung 3 dargestellt). Die Rechteckmaske wurde dabei komplett im Dentin rechts oder links neben der Rechteckmaske für den Stift positioniert.

Im zweiten Teil der Untersuchung wurden die Stifte mit den jeweils herstellerseitig zugehörigen Befestigungsmaterialien im Wurzelkanal verankert. Unter einem Befestigungsmaterial wird ein Werkstoff verstanden, der zwei Flächen miteinander verbindet (Dörfer et al. 1998). Dem können mechanische oder adhäsive Mechanismen zugrunde liegen.

Der mechanische Verbund von Wurzelstiften im Wurzelkanal entsteht durch Makro- und Mikroverzahnungen des Befestigungsmittels zwischen der Kanalwandung und dem Stift. Während konventionelle Zemente die Retention durch reine Makroverzahnung vermitteln, spielt bei Kompositzementen die mikromechanische Retention im Bereich des zuvor durch Säurekonditionierung zugänglich gemachten intertubulären Dentins eine wichtige Rolle (Hellwig et al. 1999).

Die Konditionierung der Zahnhartsubstanz und die Verwendung von Dentinhaftvermittlern in Verbindung mit niedrigviskösen Kompositen führen zu einer optimalen Bindung des Kompositzementes an das Dentin. So gelingt es, den mikromechanischen Haftmechanismus vollständig auszunutzen.

Im zahnmedizinischen Sprachgebrauch wird diese Art der Befestigung durchweg als „adhäsiv“ bezeichnet. Eine echte Adhäsion im Sinne einer chemischen Haftung entsteht dann, wenn zwei Stoffe miteinander zu einer chemischen Verbindung

reagieren. Hierbei können kovalente Bindungen, ionische Bindungen oder Wasserstoffbrückenbindungen eine Rolle spielen. Zwischen Kompositmaterialien und Zahnhartsubstanzen ist eine chemische Adhäsion bisher allerdings noch nicht nachgewiesen worden (Hellwig et al. 1999). Daher wird in der vorliegenden Arbeit für den Prozess des Einbringens der Kunststoffstifte in den Wurzelkanal mittels des dazugehörigen Kompositzementes der Begriff des Zementierens verwendet.

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

Die Untersuchung weist eine große Varianz der Röntgenopazität von faserverstärkten Kunststoffstiften im Wurzelkanal nach. Die als prozentuale Aluminiumäquivalenz ausgewiesenen Röntgenopazitätswerte müssen den beiden als Kontrolle verwendeten Materialien, Titan und Dentin, gegenüber gestellt werden. Für den Titanstift wurde ein Opazitätswert von 596% Al bestimmt. Dies entspricht in etwa den in anderen Studien für Titanstifte ermittelten Radioopazitäten, die mit 420% Al, 512% Al oder 550% Al angegeben werden (Finger et al. 2002, Zappini und Seitner 2005, Ibrahim et al. 2006).

Keiner der faserverstärkten Kunststoffstifte, welche maximal einen Dichtewert von 350% Al aufweisen, erreicht die röntgenologische Dichte des Titanstiftes. Für die klinische Anwendung bedeutender ist jedoch der Vergleich mit der für Dentin gemessenen röntgenographischen Dichte. Einige in dieser Arbeit untersuchten Stifte zeigen eine nur schwache Röntgensichtbarkeit und können von Dentin, für das im oberen Wurzeldrittel der Versuchszähne Grauwerte von 160% Al ermittelt wurden, kaum unterschieden werden. So entspricht die Opazität des Stiftes Twin Luscent Anchors im Wurzelkanal mit 158% Al statistisch dem Dentinwert und ist für den Behandler von Dentin kaum zu unterscheiden (Abb. 6). Auch der RelyX Fiber Post (Abb. 7) mit 230% Al und der Luxapost (Abb. 8) mit 248% Al sind hinsichtlich der Radioopazität im Kanal klinisch weniger befriedigend, obgleich sich die Werte statistisch von dem des Dentins unterscheiden.



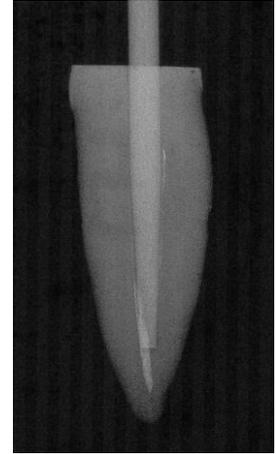
**Abb. 6: Twin Luscent Anchors**



**Abb. 7: RelyX Fiber Post**



**Abb. 8: Luxapost**



**Abb.9: FRC Postec Plus**

***Abbildungen 6 – 9: Beispielhafte Abbildungen der Röntgenopazität verschiedener Stifte im Wurzelkanal (ohne Zement)***

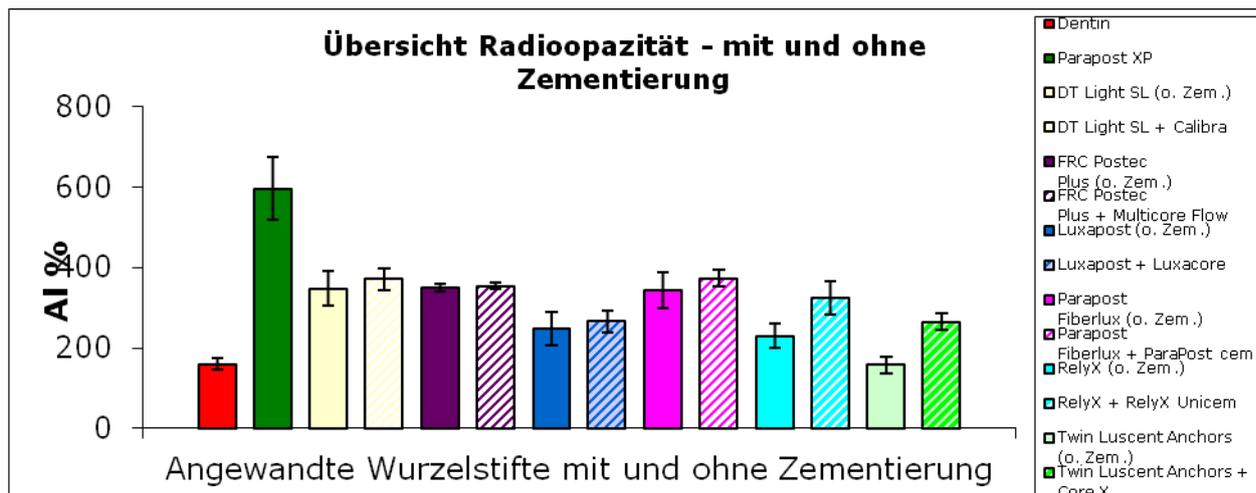
Im Vergleich hierzu sind die übrigen Stifte deutlich röntgenopaker. Der Parapost Fiberlux mit 344% AI, der FRC Postec Plus mit 350% AI und der DT Light SL mit 348% AI sind zwar nicht annähernd so radioopak wie der Titan-Referenzstift Parapost XP mit 575% AI, jedoch unterscheidet sich ihre Röntgensichtbarkeit deutlich von derjenigen des Dentins.

Insgesamt bestehen bezüglich der Röntgenopazität der Stifte im Wurzelkanal signifikante Differenzen zwischen den einzelnen Produkten. Ein Zusammenhang zur Art der Kunststoffstifte, ob quarzfaserverstärkt (DT Light SL, Twin Luscent Anchor) oder glasfaserverstärkt wie die übrigen Stifte, ist dabei nicht zu erkennen. So weist der Stift Twin Luscent Anchors gegenüber allen anderen Stiften signifikant geringere Opazitätswerte auf. Die anderen Stifte können wie erwähnt gemäß der vorliegenden Untersuchung in zwei Kategorien eingeteilt werden, innerhalb derer sich die Opazitätswerte statistisch nicht unterscheiden. Zum einen sind dies die deutlich röntgenopaken Produkte Parapost Fiberlux, FRC Postec Plus und DT Light SL. Sie übertreffen den von Krejci et al. (1991) geforderten Mindestäquivalenzwert von 250% und liegen deutlich über den Opazitätswerten von Dentin und Schmelz. Zum anderen sind dies die Stifte RelyX Fiberpost und Luxapost, welche mit 230% bzw. 248% AI knapp unter dem Grenzwert von 250% AI bleiben.

Über deutliche Unterschiede der Röntgenopazität von Kunststoffstiften berichten auch andere Studien, die dies allerdings nicht im Wurzelkanal untersucht haben, sondern alleinig die Dichte der Stifte bestimmten. So fanden Finger et al. 2002 unter sieben faserverstärkten Kunststoffstiften Opazitätswerte zwischen 86% Al und 186% Al. In einer Untersuchung von Ibrahim et al. 2006 erreichten die faserverstärkten Kunststoffstifte anderer Hersteller Radioopazitätswerte zwischen 20% Al und 112% Al.

Durch die adhäsive Befestigung nimmt die Röntgenopazität aller Kunststoffstifte zu, dies allerdings in sehr unterschiedlichem Ausmaß. Besonders profitieren die zuvor weniger röntgenopaken Stifte von der Gegenwart des Zementes. So erhöht sich nach Zementierung die Röntgenopazität bei RelyX Fiberpost und Twin Luscent Anchors hochsignifikant (Tab. 12). Alle Stifte weisen nach Zementierung eine ausreichende Röntgenopazität auf und sind von Dentin differenzierbar (Abb.10). Der zum Vergleich herangezogene Titanstift wurde nicht zementiert, da die hohe röntgenoptische Dichte durch eine Zementschicht nicht weiter erhöht werden kann.

Über unbefriedigende Röntgenopazitäten von Wurzelstiften gibt auch eine Studie von Zappini und Seitner (2005) Auskunft, deren Ziel die Bestimmung der Röntgenopazität sowie der Lichtleit-Fähigkeit von vier Quarzfaserstiften, einem Hybridstift (Kohle- und Quarzfasern) sowie von 13 Glasfaserstiften war. Die Röntgenopazität in Prozent Aluminium wurde an den Stiften separat gemessen. Zusätzlich wurden aber auch Röntgenbilder von Stiften aufgenommen, die in extrahierte Prämolaren eingesetzt worden waren. Der Referenzstift aus Titan zeigte eine Röntgenopazität von ca. 550 % Al. Acht Faserstifte wiesen eine Röntgenopazität zwischen 50 und 100 % Al auf und zeigten ähnliche Grauwerte wie das Wurzel dentin oder waren sogar etwas dunkler. Neun Faserstifte zeigten Werte zwischen 120 und 200 % Al und erschienen etwas heller als das Wurzel dentin, nicht hingegen als Zahnschmelz. Lediglich ein Stift (FRC Postec Plus, Ivoclar Vivadent) zeigte eine Röntgenopazität über 300 % Al.

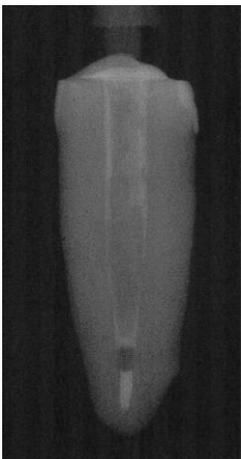


**Abbildung 10: Röntgenopazität der Wurzelstifte mit und ohne Zement**

In zementiertem Zustand erreichen auch die drei am wenigsten opaken Stifte den 1991 von Krejci et al. geforderten Mindestäquivalenzwert von 250% AI. So weist der am geringsten röntgenopake Stift Twin Luscent Anchors nach Zementierung einen Wert von 265% AI auf. Der Stift RelyX Fiber Post, welcher zuvor einen AI-Wert von 230% aufwies, übertrifft nach Zementierung mit RelyX Unicem mit 324% AI deutlich den geforderten Mindestäquivalenzwert, und der Luxapost-Stift steigert sich um 19% AI auf 267% AI. Die Radioopazität des FRC Postec Plus erhöht sich nach Zementierung um 5% AI auf 355% AI, die des DT Light SL um 24% AI auf 372% AI, und der Parapost Fiberlux ist nach der Zementierung mit 374% AI in diesem Vergleich der radioopakeste Stift. Die Veränderungen gegenüber dem unzementierten Zustand sind für FRC Postec Plus, RelyX und Twin Luscent Anchors signifikant, wobei die Signifikanzschranke bei der multiplen Testung bei  $p < 0,0083$  liegt (Bonferroni-Korrektur).

Auch in zementiertem Zustand können die Stifte zu sich bezüglich der Röntgenopazität signifikant unterscheidenden Kategorien zusammengefasst werden. Der Grund für den unterschiedlichen Einfluss der Zemente auf die Röntgendarstellbarkeit der zementierten Stifte ist nicht nur die geringe Schichtdicke zwischen Stift und Kanalwand. Vielmehr weisen auch die Kompositzemente unterschiedliche Radioopazitäten auf (Rubo und El-Mowafy 1998). Bereits röntgenopake Stifte werden in Ihrer Darstellbarkeit vom Komposit nur wenig verändert.

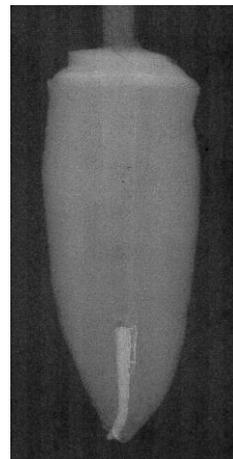
Von klinischer Bedeutung kann der Einfluss des Zementes nur bei den ohne Zement wenig röntgenkontrastgebenden Stiften sein. Der Stift RelyX Fiber Post hat vor der Zementierung mit 230% AI eine ungenügende Radioopazität. Nach Zementierung mit RelyX Unicem steigert sich seine Radioopazität jedoch um 94% AI auf 324% AI. Der Kompositzement RelyX Unicem scheint mithin sehr röntgenopak zu sein. Noch deutlicher ist der röntgenologische Zementeinfluss beim Twin Luscent Anchor, der im Wurzelkanal vor der Zementierung eine Röntgenopazität von 158% AI aufweist, nach Zementierung hingegen einen Wert von 265% AI einnimmt (Abb. 11 - 14).



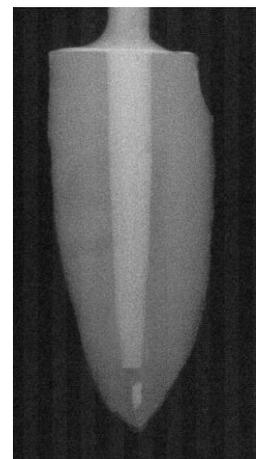
**Abb. 11:** Twin Luscent Anchors mit CoreX



**Abb. 12:** RelyX Fiber Post mit RelyX Unicem



**Abb. 13:** Luxapost mit Luxacore



**Abb. 14:** FRC Postec Plus mit Multicore

**Abbildungen 10 – 13: Beispielhafte Abbildungen der Röntgenopazität verschiedener Stifte im Wurzelkanal (mit Zement)**

### 5.3 Schlussfolgerung

In der Zahnheilkunde ist die relative Radioopazität von restaurativen Materialien gegenüber Zahnstrukturen hilfreich bei der Diagnose von Sekundärkaries, der Erkennung von Hohlräumen, Spalten und überschüssigem Material (Anderson et al. 2001). Vor dem Zementieren von Stiften sollte durch eine Kontrollaufnahme der Sitz des Stiftes überprüfbar sein. Dafür ist eine Abgrenzbarkeit zwischen Stift und Dentin wichtig.

Aus den vorgelegten Untersuchungsergebnissen ist ersichtlich, dass der bei den vor ca. 15 Jahren auf den Markt gebrachten faserverstärkten Kunststoffstiften vorhandene nachteilige Aspekt der niedrigen Röntgenopazität weitgehend überwunden ist. Dabei sind zwischen den Produkten der verschiedenen Hersteller deutliche Unterschiede auszumachen. Besonders gut schneiden die Stifte Parapost Fiberlux, FRC Postec Plus und der DT Light SL ab, bei denen das Problem der Röntgensichtbarkeit mit Radioopazitätswerten von ca. 350% Al gelöst ist. Dieser Wert liegt deutlich höher als die Röntgenopazitätswerte der übrigen im Rahmen der Studie überprüften Stifte. Allerdings erreichen auch die opakesten faserverstärkten Kunststoffstifte nicht die Radioopazität von Titanstiften.

Großen Einfluss auf die Röntgenopazität kann auch der zum Einsetzen des Stiftes verwendete Zement aufweisen. Insbesondere die Stifte mit niedriger Röntgenopazität profitieren mit Zuwächsen von ca. 100% Al von der Zementierung. Zusammen mit dem zugehörigen Zement weisen alle untersuchten Stift/Zement-Kombinationen Opazitätswerte oberhalb von 250% Al, welche gemäß Krejci et al. (1991) als Maßstab für eine gegenüber Dentin ausreichende Differenzierbarkeit angesehen werden. Als problematisch kann sich jedoch die Anwendung von Stiften mit geringer Röntgenopazität erweisen, wenn vor Zementierung des Stiftes eine Kontrollaufnahme zur Überprüfung der Stiftlage angefertigt werden soll, oder wenn nach Behandlungszwischenfällen wie Verschlucken oder Aspiration ein Stift lokalisiert werden muss.

Die der Arbeit zugrunde liegende Hypothese kann daher wie folgt beantwortet werden:

Faserverstärkte Kunststoffstifte weisen nach adhäsiver Befestigung im Wurzelkanal deutlich von Dentin differenzierbare Radioopazitäten auf. Ohne Zementierung ist diese Differenzierungsmöglichkeit hingegen nicht immer gegeben.

## 6 Zusammenfassung

Tief zerstörte, wurzelgefüllte Zähne werden in zahlreichen Fällen vor einer Überkronung mit einem Aufbau versehen, welcher mit Hilfe eines Wurzelstiftes am und im Zahn befestigt ist. Wurzelstifte auf Kompositbasis haben sich aufgrund ihrer guten mechanischen Eigenschaften klinisch bewährt, da sie mit Ihrer dentinähnlichen Elastizität und adhäsiven Befestigung eine Einheit mit dem Zahn bilden. Daher nimmt die Anwendung dieser Stifte zu. Faserverstärkte Kunststoffstifte sind mitunter jedoch auf Röntgenbildern schlecht erkennbar, wenn das Material keinen Kontrast zum Dentin bildet. Dann ist der korrekte Sitz des Stiftes röntgenographisch nicht eindeutig zu erkennen.

Klinisch ist die Erkennbarkeit eines inserierten Stiftes zwar nicht nur von dessen Röntgensichtbarkeit, sondern auch von der des Zementes abhängig, der für das Einsetzen des Stiftes verwendet wird. Im Zuge des Einsetzens eines Stiftes kann es aber erforderlich sein, dessen korrekten Sitz vor dem Zementieren zu überprüfen. Das Ziel dieser In-vitro-Studie liegt daher darin, die Radioopazität von faserverstärkten Kunststoffstiften in Wurzelkanälen sowohl ohne als auch mit Zementierung mit verschiedenen, jeweils dem Stiftsystem zugehörigen Zementen zu bestimmen.

Für die Durchführung der Versuche wurden extrahierte menschliche Unterkiefer-Schneidezähne verwendet. Die Wurzeln dieser Zähne wurden von den Kronen abgetrennt, vollständig aufbereitet und mit Guttaperchastiften und dem Sealer AH26 nach der lateralen Kondensationstechnik gefüllt. Anschließend wurden alle gefüllten Wurzelkanäle für die Stiftaufnahme mit dem jeweils zugehörigen Kanalbohrer auf eine Tiefe von 12 mm aufgebohrt. Dabei wurden bis zur Bohrtiefe alle Guttapercha- und AH26-Reste aus dem Wurzelkanal entfernt.

Für die Studie wurden sechs Untersuchungsgruppen mit faserverstärkten Kunststoffstiften gebildet (DT Light SL, FRC Postec Plus, Luxapost, Parapost Fiberlux, RelyX und Twin Luscent Anchors). Zwei Stifte (DT Light SL, Twin Luscent Anchor) sind quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte, die übrigen Stifte sind glasfaserverstärkte Kunststoffstifte. Ein Zahn mit einem Titanstift (Parapost XP, Positivkontrolle) diente ebenso wie in den Wurzeln benachbarte Dentinareale (Negativkontrolle) als Kontrolle. Jeweils 10 Zahnwurzeln wurden zufällig den

Untersuchungsgruppen zugeordnet. Die Stifte eines Fabrikats wurden in die 10 zuvor aufbereiteten Kanäle gesteckt und in einer Reihe auf einem Okklusalfilm (Kodak Ultraspeed) platziert. Daneben wurde zur Grauwertermittlung eine Aluminiumtreppe mit Stufenhöhen von 0,5 – 5 mm platziert sowie als Referenz ein Zahn mit einem Titanstift (Parapost XP). Die Filme wurden mit der Röntgeneinheit Siemens Dosimatic bei 60 KV, 7 mA und bei einem Tubus-Film-Abstand von 250 mm für 2,1 s belichtet. Die Entwicklung der Aufnahmen erfolgte jeweils unter den gleichen Bedingungen mit dem Entwicklungsgerät Dürr XR 24. Die Filme wurden mit einem Scanner (Agfa Snapscan e50) und mit Hilfe der Software Scanwise digitalisiert. Zur Auswertung der gescannten Röntgenbilder wurde in einem markierten Bereich im oberen Drittel der gefüllten Wurzelkanäle der Grauwert ermittelt und als prozentuales Vielfaches des Aluminium-Grauwertes angegeben.

Anschließend wurden die Kunststoffstifte in den Kanälen nach deren Konditionierung mit 36%iger Phosphorsäure adhäsiv befestigt. Vor dem Zementieren der Stifte wurden alle Kanäle mit dem vom Hersteller jeweils empfohlenen Bondingsystem gemäß Herstellerangaben behandelt. Nach dem adhäsiven Befestigen der Stifte wurden die Zahnwurzeln wiederum zusammen mit dem Aluminiumstufenkeil und dem Titanstift röntgenologisch belichtet, und es wurden die Grauwerte im Stiftareal durch Feststellen der gleichen optischen Dichte des Aluminiumstufenkeils ermittelt. Die Messwerte wurden für die Gruppen der jeweiligen Stifte bzw. Stift/Zement-Kombinationen errechnet und statistisch mit den Referenzdaten Dentin und Titanstift sowie untereinander verglichen (Varianzanalyse mit Post-hoc-Testung nach Tukey). Ferner wurden die Messwerte der Stifte in den Wurzelkanälen ohne und mit Befestigungsmaterial verglichen (t-Test für verbundene Stichproben).

Ohne Zement konnten die Stifte in drei Kategorien eingeteilt werden: die Stifte FRC Postec plus, Parapost Fiber Lux und DT Light SL wiesen mit ca. 350% Aluminiumäquivalent eine gute Röntgenopazität auf, die Stifte Luxapost und RelyX Fiber Post waren mit knapp 250 % ausreichend radioopak, der Stift Twin Luscent Anchors hingegen war mit 158% Aluminiumäquivalent nicht von Dentin (160 Al%) zu unterscheiden. Entsprechend dieser Kategorisierung bestanden bezüglich der Röntgenopazität zwischen den Kategorien signifikante Differenzen, innerhalb der Kategorien hingegen nicht. Die unterschiedlichen Radioopazitäten waren unabhängig

davon, ob es sich um quarz- oder glasfaserverstärkte Stifte handelte. Keiner der Stifte erreichte die Röntgenopazität des Titanstiftes (596% Al).

Durch die Zementierung nahm die radiologische Opazität aller Stifte zu, allerdings in unterschiedlichem Ausmaß. Für die per se wenig röntgenopaken Stifte war die Zunahme besonders groß und statistisch signifikant, und nach dem Zementieren mit dem jeweils zugehörigen Zement erwiesen sich alle Stifte mit Opazitätswerten oberhalb von 250% Al als ausreichend röntgenopak.

Die Arbeit zeigt, dass faserverstärkte Kunststoffstifte nach adhäsiver Befestigung im Wurzelkanal deutlich von Dentin differenzierbare Radioopazitäten aufweisen. Ohne Zementierung ist diese Differenzierungsmöglichkeit hingegen nicht immer gegeben, wodurch die Aussagekraft einer Kontrollaufnahme zur Überprüfung der Stiftlage vor der Zementierung fraglich sein kann.

## 7 Literaturverzeichnis

Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H.: Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implants in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 69, 599-604 (1993).

Akkayan, B., Gulmez, T.: Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 87, 431-437 (2002).

Anderson, T. H., Campos Serra, M., Rodriguez, A.L.: Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Brazil Dent J* 12, 85-89 (2001).

Angot, J.L.: Pierre Fauchard (1677-1761). Dental expert and master surgeon of Saint-Côme of Paris. *Clio Med* 17, 207-221 (1983).

Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Heitmann, T.: Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 27, 275-278 (1999).

Assif, D., Ferber, A.: Retention of dowels using a composit resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent* 48, 292-296 (1982).

Babenhäuserheide, K.: Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit und zum Verlauf der Bruchflächen verschiedener Stiftstumpfaufbausysteme nach künstlicher Alterung. *Med Diss, Berlin* (2004).

Berg, C., Hammer, P.: Metallfreie Restaurationstechniken. Stiftaufbauten aus In-Ceram. *Dent Labor* 7, 1199-1202 (1992).

Boschian Pest, L., Cavalli, G., Bertani, P., Gagliani, M.: Adhesive postendodontic restorations with fiber posts: pushout tests and SEM observations. *Dent Mater* 18, 596-602 (2002).

Castagnola, L., Wirz, J.: Verkauf und Verbrauch von Befestigungszementen in der Schweiz. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 88, 681-686 (1978).

Christel, P., Meunier, A., Heller, M.: Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 23, 45-61 (1989).

Cormier, C.J., Burns, D.R., Moon, P.: In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 10, 26-36 (2001).

De Rijk, W.G.: Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 13, 19B-21B (2000).

Dörfer, C., Seidel, J., Staehle, H.J.: Befestigungskunststoffe. In: Meiners H. und Lehmann K.M. (Hrsg.): *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Hanser, München, 51-56 (1998).

Drummond, J.L., Toepke, T.R., King, T.J.: Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 107, 220-224 (1999).

Duncan, J.P., Pameijer, C.H.: Retention of parallelsided titanium posts cemented with six luting agents: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 80, 423-428 (1998).

Duret, B., Duret, F., Reynaud, M.: Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Comp Cont Educ Dent* 20, 50-56 (1996).

Durney, E.C., Rosen, H.: Root fracture as a complication of post design and insertion: A laboratory study. *Oper Dent* 2, 90-96 (1977).

Edelhoff, D., Yildirim, M., Spiekermann, H., Rübber, A.: Herstellung halbkonfektionierter Stiftaufbauten aus Keramik. *Phillip J* 9, 307-312 (1997).

Edelhoff, D., Heidemann, D., Kern, M., Weigel, P.: Aufbau endodontisch behandelte Zähne. *Gemeinsame Stellungnahme von DGZ und DGZPW*, 1-3 (2002).

EN ISO 4049:2000: Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe. Beuth-Vertrieb GmbH, Berlin (2001).

Ferrari, M., Vichi, A., Garcia-Godoy, F.: Clinical evaluation of fiberreinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 13, 15B-18B (2000 a).

Ferrari, M., Vichi, A., Mannocci, F., Mason, P. N.: Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 13, 9B-13B (2000 b).

Finger, W.J., Ahlstrand, W.M., Fritz, U.B.: Radiopacity of fiber-reinforced resin posts. Am J Dent 15, 81-84 (2002).

Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P.: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992).

Goldberg, A.J., Burstone C.J.: The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater 8, 197-202 (1992).

Goldman, M., De Vitre, R., Pier, M.: Effect of the dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts. J Prosthet Dent 52, 485-488 (1984).

Goldstein G.R., Hudis, S.I., Weintraub, D.E.: Comparison of four techniques for the cementation of posts. J Prosthet Dent 55, 209-211 (1986).

Goshima, T., Goshima, Y.: Optimum radiopacity of composite inlay materials and cements. J Oral Med 72, 257-260 (1991).

Haak, R.; Noack, M.: Möglichkeiten der Röntgendiagnostik bei Amalgamersatzmaterialien. Quintessenz 47, 1551-1559 (1996).

Hein, C.M.: Die Röntgenopazität von Kompositfüllungsmaterialien. Med Diss, Berlin, (1988).

Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T. : Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Einführung in die Zahnerhaltung. 2.Aufl., Urban & Fischer, München, 122-190 (1999).

Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser Verlag, München, (1997).

Hohmann, A.: Lehrbuch der Zahntechnik, Bd. 3: Universalien der Werkstoffkunde. 2. Aufl., Quintessenz, Berlin, (1993).

Ibrahim H., El-Mowafy O., Brown, J. W.: Radiopacity of nonmetallic root canal posts. Int J Prosthodont 19, 101-102 (2006).

Jüde, H.D., Kühl, W., Rossbach, A.: Einführung in die zahnärztliche Prothetik. Lehmanns Media, Berlin, 83-86 (2002).

Kappert, H., Knode, H.: In-ceram auf dem Prüfstand. Quintessenz Zahntech 16, 980-1001 (1990).

Kelly, J.R., Nishimura, L., Campbell, S.D.: Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 75, 18-32 (1996).

Kent, B.E., Wilson, A.D.: The properties of glas ionomer cement. Br Dent J 135, 322-326 (1973).

Kern, M., Knode, H.: Stiftkernaufbauten aus In-ceram. Direkte und indirekte Methode. Quintessenz Zahntech 17, 917-925 (1991).

King, P.A., Setchell, D.J.: An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. J Oral Rehabil 17, 599-609 (1990).

Koutayas, S.O., Kern M.: Vollkeramische Stiftkernaufbauten - Stand der Technik. Quintessenz 50, 701-711 (1999).

Körper, K., Ludwig, K.: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, (1993).

Krejci, I., Lutz, F., Sener, B., Jenss, J.: Röntgenopazität von zahnfarbenen Inlaymaterialien und Kompositmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 299-304 (1991).

Kroszewsky, K., Spitzer, A., Häßler, C., Gehre, G.: Angußfähigkeit von Dentallegierungen an konfektionierte Wurzelstifte bei Stiftstumpfaufbauten und deren Korrosion. Dtsch Zahnärztl Z 53, 223-226 (1998).

Kullmann, W.: Werkstoffkundliche Eigenschaften von Glasionomerkementen im Vergleich zu konventionellen Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 41, 660-666 (1986).

Kwiatkowski, S., Geller, W.: A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. Int J Prosthodont 2, 51-55 (1989).

Lassila, L.V., Tanner, J., Le Bell, A.M., Narva, K., Vallittu, P.K.: Flexural properties of fiberreinforced root canal posts. Dent Mater 20, 29-36 (2004).

Ludwig, K.: Befestigungskomposit, Befestigungsmaterialien und Glaspolyalkenoat-Zement. In: Ludwig, K. (Hrsg.): Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz, Berlin, 14-15 und 37-39 (2004).

Malferrari, S., Monaco, C., Scotti, R.: Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 16, 39-44 (2003).

Mannocci, F., Ferrari, M., Watson, T.F.: Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1, 153-158 (1999).

Mannocci, F., Sherriff, M., Watson, T.F.: Three-point bending test of fiber posts. *Int Endo J* 27, 758-761 (2001).

Marshak, B.L., Helft, H., Filon, R. : Factors mitigating against the use of dowels in endodontically teeth. *Quintessence Int* 19, 417-421(1988)

Martinez-Insua, A., Da Silva, L., Rilo, B., Santana, U.: Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 80, 527-532 (1998).

Meiners, H., Lehmann, K.M.: *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Hanser Verlag, München (1998).

Naumann, M.: Kleben oder Zementieren? *Zahnärztl Prax* 4, 298-308 (2000).

Pleims, A.W.: Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. *Med Diss*, Freiburg (1994).

Prevost, A. P., Forest, D., Tanguary, R., DeGrandmont, P.: Radioopacity of glassionomer dental materials. *J Oral Med* 70, 231-235 (1990).

Raygot, C.G., Chai, J, Jameson, D.L.: Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbofiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 14, 141-145 (2001).

Roberts, D. H.: The failure of retainers in bridge prothesis. An analysis of 2000 retainers. *Br Dent J* 128, 117-124 (1970).

- Rosentritt, M., Furer, C., Behr, M., Lang, R., Handel, G.: Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 27, 595-601 (2000).
- Rubo, M. H., El-Mowafy, O.: Radiopacity of dual-cured and chemical-cured resin-based cements. *Int J Prosthodont* 11, 70-74 (1998).
- Rzanny, A., Welker, D., Gomolka, M., Küpper, H.: Stumpfaufbaumaterialien auf Kompositbasis - eine Verbesserung? *Dtsch Zahnärztl Z* 57, 550-553 (2002).
- Shillingburg, H.T., Kessler, J.C.: Restauration von wurzelbehandelten Zähnen. Quintessenz, Berlin, 13-44 (1982).
- Sidoli, G.E., King, P.A., Setchell, D.J.: An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 78, 5-9 (1997).
- Sivers, J. E., Johnson, W. T.: Der Aufbau wurzelkanalbehandelter Zähne. *Dental Report*, Medica Verlag, Stuttgart, 61-81 (1992).
- Soares, C.J., Mitsui, F.H., Neto, F.H., Marchi, G.M., Martins, L.R.: Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent* 18, 57-60 (2005).
- Spang, H.: Wiederherstellen von Zähnen mit Radix-Ankern – Grundlagen und Anwendungen. Quintessenz, Berlin, 18-21, (1991).
- Standlee, J.P., Caputo, A.A.: Endodontic dowel retention with resinous cements. *J Prosthet Dent* 68, 913-917 (1992).
- Strub, J. R.: *Praxis der Zahnheilkunde*, Bd. 5. Urban & Fischer, München, S. 64 (1999).
- Tinschert, J., Wilke, M., Esser, M., Marx, R.: Hafffestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 295 (1997).
- Torbjörner, A., Karlsson, S., Ödman, P.A.: Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 73, 439- 444 (1995).
- Torbjörner, A., Karlsson S., Syverud, M., Hensten-Pettersen, A.: Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 104, 605-611 (1996).

- Turner, C. H., Gross, M. J.: Investigation of hydrostatic pressure changes during cementation of screw-retained posts and posts with integral cement release channels. *J Oral Rehabil* 10, 421 (1983).
- Watts, D. C.: Radioopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 15, 38-43 (1987a).
- Watts, D.C.: Characterisation of aluminium radiopacity standards for restorative materials. *J Dent* 15, 175-177 (1987b).
- Weine, F.S., Wax, A.H., Wenckus, C.S.: Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endod* 17, 293-297 (1991).
- Welker, D.: Vergleichende werkstoffkundliche Prüfungen an EBA-Zementen und Zinkoxid-Phosphat-Zementen. *Dtsch Stomatol* 18, 557-564 (1970).
- Welker, D.: Aluminium-Siliko-Polyakrylatzement (ASPA) im vergleichend-werkstoffkundlichen Test. *Dtsch Zahnärztl Z* 36, 478-487 (1981).
- Wirz, J., Christ, R.: Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten – eine In-vitro-Studie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 92, 408 (1982).
- Zappini, G., Seitner, T.: Röntgenopazität und Lichtleitung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften: In-vitro-Untersuchung und Fallbericht. *Quintessenz* 56, 875-888 (2005).

## **Danksagung**

Für meine Doktorarbeit schulde ich sehr vielen Menschen einen herzlichen Dank.

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Ulrich Schiffner bin ich zu großem Dank verpflichtet, da er mir die Möglichkeit zur Erstellung dieser Dissertation gab und meine wissenschaftliche Arbeit konstruktiv unterstützte.

Danke sage ich auch Herrn Dr. Georg Cachovan, der mich bei wissenschaftlichen Fragestellungen immer unterstützt und einen wichtigen Beitrag zum Gelingen meiner Dissertation geleistet hat.

Ich danke der Firma DMG sowie den Mitarbeitern und vor allem Dr. Susanne Effenberger für die Unterstützung und Bereitstellung der von mir benötigten Vorrichtungen.

Für seine Großherzigkeit und die selbstlose Hilfe bei der Erstellung des Layouts bedanke ich mich bei meinem Bruder Mohsen Mirzaaligoudarzi besonders herzlich.

Für den Beistand und die vielen motivierenden Worte danke ich meiner Mutter.

Ein besonderes Wort des Dankes möchte ich an meinen Vater richten. Mein Studium und meine Promotion wären ohne sein langjähriges bedingungsloses Unterstützen und Fördern nicht möglich gewesen. Ihm habe ich das Erreichte zu verdanken und somit widme ich ihm diese vorliegende Arbeit.

## **Lebenslauf**

Geburtsdatum 22.06.1982 in Tehran/Iran  
Staatsangehörigkeit deutsch/iranisch

## **Schulische Ausbildung/Studium**

1988 – 2002 Grundstufe, Mittelstufe und Oberstufe, Hamburg  
Abschluss: Abitur  
2002 – 2008 Studium der Zahnmedizin, Universität Hamburg,  
Abschluss: Staatsexamen  
07/2008 Approbation als Zahnarzt

## **Beruflicher Werdegang**

10/2008 – 05/2011 Assistenz Zahnarzt / Zahnarzt in Hamburg und  
Gießen  
Seit 06/2011 Weiterbildungsassistent für Oralchirurgie in  
Hamburg

## **Eidesstattliche Versicherung**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: .....