

Aus der Abteilung für Prothetik
Campus Benjamin Franklin
der Medizinischen Fakultät der



Universitätsmedizin Berlin

**Zugbelastbarkeit zwei verschiedener Glasfaserstiftsysteme
in Abhängigkeit von Stiftdurchmesser, Einsetztiefe und
Befestigungskomposit.**

Dissertation

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Zahnärztin Agnes Rößner
aus Berlin

Datum der Promotion: 30.05.2015

Meinen Eltern und Großeltern,
in Liebe und Dankbarkeit

INHALT

I ZUSAMMENFASSUNG	6
II ABSTRACT	8
1 EINLEITUNG	10
2 LITERATURÜBERSICHT	12
2.1 KLASSEKATION UND INDIKATION DER MEISTGEBRAUCHTEN WURZELSTIFTSYSTEME UNTER DEM ASPEKT DER RETENTION	12
2.1.1 Einteilung der Wurzelstiftsysteme nach Verankerung	12
2.1.2 Einteilung von Wurzelstiftsystemen nach Herstellungsart.....	12
2.2 EINFLUSS DES STIFTMATERIALS AUF DIE RETENTION DES ENDODONTISCHEN STIFTES	13
2.2.1 Faserstifte.....	14
2.2.2 Keramik als Stiftmaterial	18
2.2.3 Metalllegierungen als Stiftmaterial.....	19
2.3 RETENTIVE EIGENSCHAFTEN VON BEFESTIGUNGSMATERIALIEN	19
2.3.1 Chemische Unterteilung der Befestigungskomposite: Zusammensetzung der Matrix.	21
2.3.2 Einfluss von Polymerisationsgrad und Polymerisationsmodus	22
2.3.3 Der Füllkörpergehalt im Zusammenhang mit der Polymerisationsschrumpfung.....	24
2.3.4 Einfluss der Kavitätenform im Zusammenhang mit der Polymerisationsschrumpfung	24
2.3.5 Einfluss der Schichtdicke eines Befestigungskomposits.....	25
2.4 MÖGLICHKEITEN UND EINFLUSSNAHME VERSCHIEDENER STIFTVORBEHANDLUNGEN	25
2.4.1 Konditionierung mittels Adhäsiv	26
2.4.2 Chemisch kombinierte Vorbehandlungen	26
2.4.3 Mechanisch-chemische Vorbehandlung.....	27
2.4.4 Rein mechanische Vorbehandlungen	28
2.5 EINFLUSS VON DURCHMESSER UND EINSETZTIEFE DER STIFTSYSTEME.....	29
2.6 TESTVERFAHREN FÜR DIE PRÜFUNG VON RETENTIONEN	30
3 FRAGESTELLUNG	32
4 MATERIAL UND METHODEN	33
4.1 VORVERSUCHE	33
4.2 MATERIAL	35

4.2.1 Stiftsysteme	35
4.2.2 Glasionomerzement	39
4.2.3 Befestigungskomposite	40
4.3 METHODEN	44
4.3.1 Herstellung der artifiziellen Wurzelkanäle	44
4.3.3 Durchführung der Abzugsversuche	48
4.4 STATISTISCHE AUSWERTUNG	49
4.4.1 Vergleich der Abzugskräfte bezogen auf die Haftfläche	50
4.4.2 Optische Untersuchung	50
5 ERGEBNISSE	52
5.1 DARSTELLUNG DER ABZUGSWERTE FÜR DIE VORVERSUCHE MIT GIZ	52
5.2 DARSTELLUNG DER ABZUGSWERTE FÜR ALLE TESTGRUPPEN	53
5.3 EINFLUSS DER FAKTOREN STIFTMATERIAL, DURCHMESSER, EINSETZTIEFE UND KOMPOSIT AUF DIE RETENTION	55
5.4 EINFLUSS DES STIFT-DURCHMESSERS BEIDER FRC-STIFTE AUF DIE RETENTION	56
5.5 EINFLUSS DER STIFT-EINSETZTIEFE BEIDER FRC-STIFTE AUF DIE RETENTION.....	57
5.6 EINFLUSS UNTERSCHIEDLICHER STIFTOBERFLÄCHEN BZW. STIFTMATERIALIEN AUF DIE RETENTION.....	59
5.7 EINFLUSS DER BEFESTIGUNGSKOMPOSITE AUF DIE RETENTION	60
5.8 STATISTISCHE AUSWERTUNGEN BEZOGEN AUF DIE STIFTFLÄCHE	62
5.9 ERGEBNISSE DER OPTISCHEN UNTERSUCHUNG	63
6 DISKUSSION	64
6.1 METHODENKRITIK	64
6.1.1 Testverfahren für die Prüfung der Retention	65
6.1.2 Weitere Einflussfaktoren auf die Retention in vitro	66
6.1.3 Verwendete Stiftmaterialien: Quartzfaser- und glasfaserverstärkter Komposit.....	66
6.1.4 Einfluss der Transluzenz von FRC-Stiften	67
6.2 EINFLUSS DES DURCHMESSERS AUF DIE RETENTION	67
6.3 EINFLUSS DER EINSETZTIEFE AUF DIE RETENTION.....	69
6.4. EINFLUSS DER OBERFLÄCHENKONFIGURATION ZWEI VERSCHIEDENER FRC-STIFTSYSTEME AUF DIE RETENTION	70
6.5 EINFLUSS DES BEFESTIGUNGSKOMPOSITS	73

6.5.1 <i>Glas-Ionomer-Zemente</i>	75
6.6 KLINISCHE SCHLUSSFOLGERUNGEN	76
6.7 FEHLERQUELLEN	76
6.8 OFFENE FRAGEN.....	77
6.8.1 <i>Ausblick für weiterführende Untersuchungen</i>	77
7 LITERATURVERZEICHNIS	79
8 ANHANG	95
8.1 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	95
8.2 ERKLÄRUNG AN EIDES STATT	97
8.3 LEBENSLAUF	98
8.4 DANKSAGUNG	98

I ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser *In-vitro*-Untersuchung war es, die Retention von zwei verschiedenen konditionierten faserverstärkten Stiftsystemen (FRC) in Abhängigkeit von Stiftdurchmesser, Einsetztiefe und Befestigungsmaterial zu prüfen. Ebenso sollte durch diesen Abzugstest der Faktor, der die Abzugskraft am meisten beeinflusst, evaluiert werden.

Material und Methoden: Mittels Abzugstests wurde die maximale Zugbelastbarkeit [N] beider Stiftsysteme DT Light-Post SL (VDW, München/Deutschland) und Cytac (Hahnenkratt, Königsbach-Stein/Deutschland) bis zum Versagen der Proben gemessen. Die FRC-Stifte wurden mit dualhärtenden Befestigungskompositen bzw. Glas-Ionomer-Zement in artifiziellen Wurzelkanälen aus Technovit 4004 befestigt. Dafür wurde das dualhärtende Befestigungskomposit Calibra, kombiniert mit dem Adhäsivsystem Prime & Bond NT (Dentsply, München/Deutschland), sowie Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Tokyo/Japan) in Kombination mit dem ED PRIMER II verwendet. Als Kontrollgruppe wurde jeweils eine Testgruppe der DT- und Cytac-Stifte mit Ketac Cem, einem Glasionomierzement (GIZ), eingegliedert.

270 Wurzelstifte wurden in 16 Hauptgruppen und 2 GIZ-Gruppen ($n = 15$) unterteilt. Beide Stiftsysteme wurden 5 und 7,5 mm tief in 2 Durchmessern (1,8 mm und 1,5 mm) – wie beschrieben – befestigt. Der anschließende Zugversuch erfolgte mit einer Zwick-Universalprüfmaschine. Einige Stichproben wurden ausgewählt und unter Wasserkühlung aufgesägt (Low Speed Saw, Buehler, Düsseldorf/ Deutschland) für eine mikroskopische Analyse.

Resultate: Zur statistischen Auswertung wurden der Mann-Whitney-U-Test und eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt $\alpha = 0.05/16$ ($p < 0,003$). Das Cytac-Stiftsystem mit der makroretentiv konditionierten Oberfläche erreichte – in 3 von 4 Vergleichsgruppen – signifikant höhere Abzugswerte als das glatte silanisierte DT-System. Dies bestätigte auch die mikroskopische Bruchflächenanalyse. Sowohl die unterschiedlich konditionierten Stiftsysteme ($p < 0,003$), die Einsetztiefe ($p < 0,003$) und der Durchmesser ($p < 0,003$) hatten einen signifikanten Einfluss auf die Retention. Der ANOVA-Test ergab, dass die verschiedenen konditionierten Oberflächen des Stiftmaterials den größten Einfluss auf die Retention hatten. Der Befestigungskomposit hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Abzugskraft. Allerdings beeinflusste die Kombination von Befestigungskomposit/Stiftmaterial und Durchmesser/Stiftmaterial die Retention signifikant ($p < 0,003$). Die Bruchflächenanalyse der Stiftoberflächen zeigte ein uneinheitliches Bruchmuster. Zu über 75 % lagen adhäsiv-kohäsive Mischfrakturen vor. Bezogen auf die Stiftfläche und in [MPa] umgerechnet, für die

Vergleichbarkeit zu Ausstoßtests, war die Abzugskraft des silanisierten, glatten DT-Stiftes größer. Im Abzugstest verhielt es sich umgekehrt und der Cyttec-Stift erreichte höhere Retentionswerte.

Klinische Relevanz: Durch eine makroskopisch-retentiv gestaltete FRC-Stiftoberfläche lässt sich die Retention für geringere Einsetztiefen in Kombination mit einem Komposit von hoher Biegefestigkeit (hoch-)signifikant steigern. Ist es klinisch unmöglich, eine hohe Einsetztiefe zu erreichen, könnte auch durch einen größeren Durchmesser die Retention erhöht werden. Glasionomerzemente können zur Steigerung der Retention zum FRC-Stift nicht empfohlen werden.

Stichwörter: Retention von FRC-Stiften; Verbundstärke; Stiftdurchmesser; makromechanische Retention; *in vitro*; Zugtest; Ausstoßtest; Calibra/Panavia; Stifflänge/Einsetztiefe

II ABSTRACT

The aim of this *in-vitro* study was to assess the retention of two different fiber-reinforced composite posts (FRC) depending on post-diameter, length of insertion and luting cement. And to measure which one of these factors affected retention most.

Material and method: The retention of the DT Light-Post SL (VDW, München/Deutschland) and Cytec Post (Hahnenkratt, Königsbach-Stein/Deutschland) was measured by means of a pull-out-test with an universal testing machine (Zwick) using the maximum strength [N]. Posts were luted into artificial roots, made of Technovit 4004. The dual-cured composites were Calibra, combined with the adhesive system Prime & Bond NT (Dentsply, München/Deutschland) and Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Tokyo/Japan) with the ED PRIMER II. As a control one group of each Cytec-and the DT post were cemented with Ketac Cem (GIZ). 270 specimens were sectioned into 16 main groups and 2 adjacent GIZ-groups (n = 15) and were sub sectioned in groups of 5 and 7,5 mm depth of insertion and in diameters of 1,8 mm and 1,5 mm. The following pull-out-test was made with a Zwick universal testing machine. Representative specimens (with max. and min. pull-out strength) were sliced with water-cooling (Low Speed Saw, Buehler, Düsseldorf/Deutschland) and subjected to a microscopical analysis for residual composite (Colour Video Camera TK-1070E, JVC, Yokohama/Japan).

Results: Mann-Whitney-U-Test and Bonferroni-Dunn correction was performed $\alpha = 0.05/16$ ($p < 0,003$). A statistically significant main effect for retention was found for the Cytec-post system with the serrated surface ($p < 0,003$) – in 3 of 4 groups – compared to the silanated smooth DT-post. This was confirmed by microscopical analysis for the residual composite. The influence for higher retention was significant for the diameter, length of insertion and most for the conditioned post-surfaces but not for type of composite. But the combination of composite/FRC-post and diameter/FRC-post influenced the retention significantly ($p < 0,003$). Microscopic evaluation demonstrated that the failure mode was primarily mixed. Converted in [MPa] for comparison to push out tests, the silanated DT post showed higher pull-out-strength than the serrated Cytec-post. In case of pull out testing [N] it was the other way around.

Conclusions: These results imply that in cases of short FRC posts, it could be recommended to have a serrated FRC-post in combination with a composite of high rigidity. If it's not possible to reach out for insertion length, a higher diameter can also affect more retention. In this test the results indicated that GIZ cannot be recommended to achieve high post retention.

Keywords: Retention of glass fiber posts; bond strength; post diameter; macromechanical retention; *in vitro*; pull out and push out bond strength; Calibra/Panavia; dowel length.

1 EINLEITUNG

Durch große Defekte an wurzelkanalbehandelten Zähnen ist es oft nötig, einen Stiftaufbau zu planen, um Retention für die nachfolgende Restauration zu schaffen. Eine große Bandbreite von unterschiedlichen Stift- und Aufbaumaterialien sind dafür auf dem Markt erhältlich. Gegossene Stiftaufbauten haben sich in der Zahnheilkunde bewährt. Über die Hälfte der deutschen Zahnärzte verwendet sie regelmäßig [Naumann et al. 2006]. Seit einigen Jahren sind vorfabrizierte Stiftsysteme vermehrt zur Anwendung gekommen, da sie zu guten klinischen Ergebnissen führen und Zeit und Kosten sparen können [Stockton 1999].

Stiftsysteme mit ästhetischen Eigenschaften, z. B. mit einer hohen Transluzenz, wurden mit dem Einsatz vollkeramischer Restaurationen relevant [Bateman et al. 2003; Schwartz and Robbins 2004]. Obwohl Glasfaser- bzw. faserverstärkte Kompositstifte, so genannte FRC (Fiber-Reinforced-Composite), als eine ästhetische Alternative zu Metallstiften ihren Ursprung hatten, basiert ihr Gebrauch heute gleichzeitig auf ihren günstigen mechanischen Eigenschaften, die dem Dentin ähnlich sind. Zähne, die mit FRC-Stiften restauriert wurden, widerstehen Frakturen häufiger durch das günstigere Bruchmuster [Barjau-Escribano et al. 2006], sodass in den meisten Fällen eine erneute Restauration möglich ist [Dietschi et al. 2008; Naumann et al. 2005a]. Durch ihre ästhetischen und elastischen Eigenschaften bieten FRC-Stifte eine sehr gute Behandlungsoption. In einer klinischen Studie von Naumann, lag die Fehlerrate mit FRC-Stiftrestaurationen bei insgesamt 6 - 7%. Wobei in den meisten Fällen auch hier eine Stiftrestauration wiederhergestellt werden konnte [Naumann et al. 2005a]. Auch eine Reihe klinischer Studien, wie die von Ferrari, bestätigen: Über einen Zeitraum von 7 bis 11 Jahren liegt die klinische Erfolgsrate von FRC-Stiften bei 89 - 93 % [Ferrari et al. 2007]. Ein Verlust des adhäsiven Verbunds, dem so genannten Debonding, wurde als zweithäufigster Grund für einen Misserfolg ermittelt [Ferrari et al. 2007; Ferrari et al. 2000; Ploumaki et al. 2013].

Bei der Auswahl einer Stiftrestauration ist eine möglichst hohe Retention anzustreben und mit einer günstigen Stressverteilung in der Wurzel sowie ausreichender Materialstabilität abzuwägen [Fernandes et al. 2001]. So wurden in der vorliegenden Studie Auszugsversuche vorgenommen, um die Retention zweier unterschiedlicher faserverstärkter Kompositstifte zu ermitteln. Diese beiden FRC-Stiftsysteme unterschieden sich durch das Komposit und das Stiftmaterial (Faserart und Lichtdurchlässigkeit) sowie in ihrer Oberflächenstruktur bzw. Vorkonditionierung durch den Hersteller. Außerdem wurden die Länge der Stifte und deren Durchmesser variiert. Der Stift und auch die umgebenden Dentinwände sollten für einen klinischen Langzeiterfolg eine ausreichende

Stabilität besitzen. Daher wird es bei einer Stiftsetzung als relevant erachtet, den Stiftdurchmesser und die Stiftlänge adäquat auszuwählen [Caputo and Standlee 1976].

In vorangegangenen Untersuchungen mit FRC-Stiften galten sowohl die Oberflächenbeschaffenheit eines Stiftsystems [Goracci et al. 2007; Kurtz et al. 2003; Monticelli et al. 2006c; Radovic et al. 2008], das Stiftmaterial [Aksornmuang et al. 2004; Sahafi et al. 2004b; Wrbas et al. 2006] wie auch die Einsetztiefe [Borer et al. 2007; Braga et al. 2006; Innella et al. 2005] als entscheidende Faktoren für eine möglichst hohe Retention bzw. für den Widerstand gegen vertikale Abzugskräfte. Die Hypothese der vorliegenden Untersuchung ist, dass die Retention der verwendeten FRC-Stifte von ihrer Oberflächenstruktur, ihrem Durchmesser, ihrer Einsetztiefe, sowie deren Befestigungskomposit abhängig ist.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Klassifikation und Indikation der meistgebrauchten Wurzelstiftsysteme unter dem Aspekt der Retention

Wurzelstifte können nach ihrer Verankerung in aktiv oder passiv verankerte Stiftsysteme unterteilt werden. Des Weiteren ist eine Unterteilung nach Herstellungsart möglich. Parapulpäre Stiftsysteme, die nicht in den Wurzelkanal inseriert werden, sondern in die Zahnhartgewebe, sollen hier nur der Vollständigkeit wegen erwähnt werden. Ihre Anwendung, meist um Amalgamfüllungen im Höckerbereich zu stabilisieren, ist nur in einem kleinen Rahmen indiziert [Hellwig 2007].

2.1.1 Einteilung der Wurzelstiftsysteme nach Verankerung

Passive Stiftsysteme erhalten, neben der Einsetztiefe [Krupp et al. 1979], hauptsächlich Retention durch eine Verbindung zum Befestigungsmaterial und dessen Verbund zum Dentin.

Unter **aktiven Stiftsystemen** sind vor allem geschraubte Stifte zu verstehen. Die Windungen dieser geschraubten Stiftsysteme sind fest mit dem Dentin der Wurzelkanäle verbunden. Damit wird eine wesentlich größere Retention erzielt [Kurer 1967]. Jedoch sind die Nachteile dieser starken Retention größer als deren Vorteile. Geschraubte Stiftsysteme können hohe Spannungen im Wurzelentin erzeugen und führen somit wesentlich häufiger zu Frakturen [Caputo et al. 1973]. Aus diesem Grund sind geschraubte Stiftaufbauten nur selten eine Behandlungsalternative. Ihre begrenzte Indikation liegt in besonders kurzen Wurzeln.

2.1.2 Einteilung von Wurzelstiftsystemen nach Herstellungsart

Es werden derzeit zwei Stiftaufbauverfahren angewendet – individuell angefertigte, gegossene Stiftaufbauten sowie vorgefertigte Stiftsysteme, deren plastischer Aufbau nach der Befestigung erfolgt. Beide Stiftsysteme sollen im Folgenden näher beschrieben werden.

Individuell gegossene Stiftaufbauten sind seit vielen Jahren Standard und werden noch immer häufig eingesetzt [Naumann et al. 2006]. Ihre Beliebtheit nahm ab, da sie zusätzliche Laborkosten und Sitzungen erfordern [Christensen 1993] und durch das Provisorium eine Kontaminationsgefahr gegeben ist [Fox and Gutteridge 1997]. Das inserieren gegossener Stiftaufbauten muss kritisch betrachtet werden, wenn eine temporäre Versorgung in ästhetisch sensiblen Bereichen notwendig ist [Schwartz and Robbins 2004].

In bestimmten klinischen Situationen können sie trotzdem Vorteile bieten. Ist z. B. die Kanalform elliptisch, ist ein individuell angefertigter Stift angezeigt. Ihre Indikation liegt außerdem in der zeitaufwändigen Anfertigung mehrerer Stiftaufbauten [Schwartz and Robbins 2004]. Individuelle Stiftaufbauten können effektiver adaptiert werden und besitzen durch entsprechende vorherige Präparation (Ovalpräparation) einen Schutz vor Torsion, was einen indirekten Schutz vor einem Retentionsverlust bewirkt. Sie liegen dem koronalen Anteil des Wurzelkanals direkt an. Im Vergleich dazu haben konfektionierte Stiftsysteme weniger direkten Kontakt zum Wurzelkanal [Chapman and Worley 1985]. Die Retention individuell hergestellter Gussstifte ist im In-vitro-Zugversuch mit Zähnen [Aleisa 2011] größer als bei konfektionierten Stiftsystemen. In klinischen Untersuchungen zeigten sie sich gleichauf mit indirekten Stift- und Kompositaufbauten [Jung et al. 2007].

Konfektionierte Stiftsysteme werden in Kombination mit plastischen Aufbaumaterialien verwendet, die direkt nach dem Setzen des Stiftes appliziert werden. Dafür kommen heute vor allem für FRC-Stiftsysteme dualhärtende Befestigungskomposite in Frage [Ceballos et al. 2007; Mazzone et al. 2009; Schwartz and Robbins 2004]. Konfektionierte Stiftsysteme bestehen aus Faserverbundstoffen, Keramiken, Stahl, Titan oder Gold. Die Indikation konfektionierter Wurzelstifte liegt in der Versorgung von Zähnen, die nicht allzu viel koronale Zahnhartsubstanz verloren haben. Der Substanzverlust bei der Stiftpräparation ist minimal, da untersichgehende Bereiche als Rotationsschutz belassen werden können. Kontraindiziert sind konfektionierte Stiftsysteme bei längsovalen Wurzelquerschnitt [Freesmeyer 1995].

Konfektionierte Stiftsysteme haben generell den Vorteil, dass sie direkt nach der Stiftpräparation und somit zeitsparend während einer Sitzung angefertigt werden können. Die bakterielle Besiedlung des Wurzelkanals wird vermindert, da kein Stiftprovisorium nötig ist [Fox and Gutteridge 1997; Morgano et al. 1994]. Die Kronenpräparation kann sofort nach dem Abbinden des Aufbaumaterials erfolgen [Schwartz and Robbins 2004]. Bei der Verwendung dieser Stiftform ist das Nachlassen der Retention der Hauptgrund für den Verlust der Restauration [Balkenhol et al. 2007].

2.2 Einfluss des Stiftmaterials auf die Retention des endodontischen Stiftes

Die Kombination von Befestigungskomposit und Stiftmaterial spielt eine wichtige Rolle für den Aufbau eines adhäsiven Verbundes und unterstützt die Retention des Stiftaufbaus. Diese Affinität hängt sowohl vom Stiftmaterial und seinen Oberflächeneigenschaften als auch von der Art

des Befestigungsmaterials ab [Bitter et al. 2006b; Bitter et al. 2006c; Boschian-Pest et al. 2002; Sahafi et al. 2003; Wrbas et al. 2006].

Faserverstärkte Wurzelkanalstifte sind Kompositwerkstoffe, deren Fasern in einer Kunstharzmatrix liegen und über ein Silan mit ihr verbunden sind. Die in dieser Studie untersuchten FRC-Stiftmaterialien sind der durch Quarzfasern verstärkte DT-Stift (VDW, München/Deutschland) sowie der Cytec-Glasfaserstift (Hahnenkratt, Königsbach-Stein/Deutschland). Aus diesem Grund wird in dieser Einleitung auf glas- und quarzfaserverstärkte FRC-Materialien im Besonderen eingegangen.

2.2.1 Faserstifte

Die am häufigsten verwendeten Fasertypen für FRC-Stifte sind Glas-, Karbon- und Quarzfasern. Die Vorteile bei der Anwendung von Glas- bzw. Quarzfaserstiften sind vor allem ästhetische Belange [Bateman et al. 2003; Schwartz and Robbins 2004].

2.2.1.1 Quarzfaserstifte

Quarzfasern gehören zur Gruppe der Glasfasern, sie sind jedoch kristallin angeordnet, im Vergleich dazu haben Glasfasern eine amorphe Struktur. Quarzgläser definieren sich über einen Mindestgehalt von 90 % Siliziumdioxid, dem Hauptbestandteil der meisten Gläser. Dieses reine Silizium besitzt einen niedrigen thermalen Ausdehnungskoeffizienten und kann dadurch die Materialeigenschaften positiv beeinflussen, vor allem interlaminär (zwischen den Fasern) [Murphy 1998]. Grandini fand in ihrer SEM-Untersuchung heraus, dass eine Korrelation zwischen interlaminären Strukturdefekten und der Biegefestigkeit von FRC-Stiften besteht [Grandini et al. 2005a]. Aksornmuang beschrieb, dass Quarzfasern eine höhere Affinität zu Silanen und Epoxidharz besitzen als Glasfasern [Aksornmuang et al. 2004]. Als Konsequenz kann, nach einer Silanisierung, eine tendenziell stärkere adhäsive Verbindung zu einem Quarzfaserstift aufgebaut werden [Goracci et al. 2005a].

2.2.1.2 Karbonfaserstifte

Karbonfaserverstärkte Kompositmaterialien wurden Anfang der 90er Jahre als erste Verbundfaserstoffe für Stiftaufbauten verwendet. Die Karbonfaser besitzt – im Vergleich zu Glasfaserstiften – eine geringfügig höhere Biegefestigkeit [Plotino et al. 2007], wobei diese zwischen verschiedenen Fabrikaten variieren kann [Torbjörner et al. 1996]. Die Oberfläche von Karbonfaserstiften enthält so gut wie keine Hydroxylgruppen [Pape and Plueddemann 1991]. Daher ist

die Verbindung, z. B. zu einem Silan nicht gegeben, und eine stärkere Adhäsion zum Komposit kann nicht erreicht werden. Heutzutage werden statt der dunklen Karbonfaserstifte auch aus ästhetischer Sicht häufiger Glas- und Quarzfaserstifte verwandt [Bateman et al. 2003; Schwartz and Robbins 2004; Ferrari and Scotti 2004].

2.2.1.3 Glasfaserstifte

Glasfasern können aus verschiedenen Glastypeen bestehen. Electrical Glas (so genanntes E-Glas) ist der am häufigsten gebrauchte Glastype. Die amorphe Phase besteht zu 50 - 60 % aus SiO_2 , dem Hauptbestandteil, sowie aus CaO , BaSO_4 , Al_2O_3 und anderen Oxiden von Alkalimetallen [Murphy 1998] (siehe Tab. 1). E-Glas wird auch als Borosilikat bezeichnet. Es besitzt eine hohe elektrische Resistenz und wird oft in der Polymermatrix von Kompositwerkstoffen verwendet [Chung 1994].

Die so genannten **S-Gläser** besitzen eine andere Zusammensetzung [Lassila et al. 2004], sie bestehen aus Magnesium, Aluminium und/oder Silikat. S-Glas oder S/R-Glas ist in Europa auch als R-Glas und in Japan als T-Glas bekannt, die Abkürzung steht für Struktur-Glas. S-Glas kann eine längere Spannungskurve aufbauen als E-Glas, bevor es bricht, d. h. es ist weniger spröde und ca. 15 - 20 % biegefest, was auf die kleineren Filamentdurchmesser zurückzuführen ist [Chung 1994]. Die Biegefestigkeit bzw. der Widerstand gegen die elastische Verformung eines Werkstoffes wird durch das E-Modul (Elastizitätsmodul) [in MPa] ausgedrückt [Ludwig 2005].

Tab. 1: Zusammensetzung und Eigenschaften der Glasfasertypen.

Glasfasertyp	S/R-GLÄSER	E-GLAS
Eigenschaften	Elastizität ca. 15 - 20 % höher als bei E-Glas, durch kleinere Filamentdurchmesser (verglichen mit E-Glas)	hohe elektrische Resistenz, häufig angewendet in Kompositen
Faser-Zusammensetzung	SiO_2 , MgO_2 , Al_2O_3	SiO_2 : 50 - 60 %, CaO , BaSO_4 , Al_2O_3

[Chung 1994]

Eine ähnliche Quarzfaser wird für den in dieser Studie untersuchten DT Light-Stift verwendet [Lassila et al. 2004].

Die Glasfasern des in dieser Studie ebenso verwendeten **Cytec-Stiftes** bestehen aus so genannten **HT-Glasfasern** (High Tenacity, eine Herstellerangabe, die die hohe Biegefestigkeit und Ermüdungsresistenz beschreiben soll). Diese Fasern gehören ebenso zur S-Gruppe der Gläser.

Die Biegefestigkeit ist relevant für die Retention einer FRC-Stiftrestauration (Tab.2). Eine Restauration, die ein niedriges E-Modul besitzt, kann sich unter Funktion biegen, und Fehler, etwa ein Debonding (das Lösen des Befestigungsmaterials vom Stift), können auftreten [Purton and Payne 1996]. Das gilt vor allem für Stiftsysteme, deren Oberfläche mechanisch verändert wurde, um z. B. die Retention zu erhöhen.

Tab. 2: Biegefestigkeit und E-Modul von FRC-Stiften, ermittelt durch Drei-Punkt-Biegetests.

Faserart/Referenz	QUARTZ	GLAS	KARBON	DENTIN
E-Modul [GPa]	FRC: - 28**	- 28**	- 28**	17.5 ± 3.8**
Biegefestigkeit [Mpa]	842*	708*	ca. 900***	212**

* [Seefeld et al. 2007]; ** [Plotino et al. 2007]; *** [Lassila et al. 2004]

Unterschnitte auf der Oberfläche eines FRC-Stiftes können zwar die Retention zu einem Komposit erhöhen, senken jedoch auch die Biegefestigkeit, speziell bei angestrebten geringen Durchmessern (v. a. 1,4 mm, in der Literatur erwähnt) [Amaral et al. 2009; Schmage et al. 2009a].

Die Eigenschaften der FRC-Stifte sind abhängig von Ausrichtung und Typ der Fasern sowie vom Faser-Matrix-Verhältnis. Ist der Faseranteil erhöht, können physikalische und mechanische Eigenschaften verbessert werden, wie z. B. eine erhöhte Biegefestigkeit [Mannocci et al. 2008; Seefeld et al. 2007]. Die Biegefestigkeit von FRC-Materialien ist im Vergleich zu nicht verstärkten Polymeren generell höher [Ludwig 2005]. Eine hohe Festigkeit für das Verbundmaterial wird jedoch nur dann erreicht, wenn ein inniger Verbund zwischen Fasern und organischer Matrix gegeben ist [Ludwig 2005].

2.2.1.4 Faserverbundstifte mit semi-interpenetrierender Polymermatrix

Ein Nachteil ist, dass die Mehrzahl der im Handel erhältlichen FRC-Stifte eine hoch kreuzverlinkte Matrix besitzt, die Stiftoberfläche ist deshalb weniger reaktiv gegenüber Adhäsiven [Monticelli et al. 2006b]. Eine Verbindung/Interdiffusion mit anderen Monomeren kann nur mit einem linear verlaufendem Matrixpolymer in einem FRC- Stift stattfinden [Mannocci et al. 2005].

Der vor einigen Jahren entwickelte FRC-Stift Everstick (Stick Tech, Turku/Finnland) hingegen besteht aus Glasfasern in einer nicht-polymerisierten Matrix [Goracci et al. 2005a]. Dieses so genannte semi-interpenetrierende Polymermatrix-Netzwerk (IPN) besteht aus einem linearen (in Everstick ist es PMMA) und einer kreuzverlinkten Polymerphase (Bis-GMA), die nicht miteinander verbunden sind, wie es sonst bei Co-Polymeren üblich ist. Dadurch können sich

Monomeranteile eines Adhäsivsystems mit der Matrix verbinden [Mannocci et al. 2008]. Nach mikroskopischer Auswertung eines Verbundtestes zeigten sich dementsprechend bei IPN-Stiften mehr kohäsive Brüche (im Stift) als adhäsive Brüche (zum Befestigungskomposit). FRC-Stifte mit kreuzverlinkter Matrix hingegen brechen vermehrt adhäsiv vom Befestigungskomposit. Durch Verwenden des IPN-Stiftes ist zwar der adhäsive Verbund verstärkt, es wird jedoch keine signifikant stärkere Retention als durch FRC-Stifte mit kreuzverlinkter Matrix erzielt [Mannocci et al. 2008].

Die meisten Adhäsivsysteme, die TEDMA, HEMA oder auch Bis-GMA enthalten, können in die Matrix eines IPN-Stiftes penetrieren [Mannocci et al. 2008; Mannocci et al. 2005]. Durch diesen direkten adhäsiven Verbund ist die Retention erhöht [Goracci et al. 2005a; Lastumäki et al. 2002]. Eine Ausnahme, die nicht fähig ist, diese Matrix anzulösen, ist das Monomer Octahydro-4,7-Methano-1H-indenediyl-bis(methylene)Diacrylate aus Sinfony Activator liquid (3M ESPE, Seefeld/Deutschland) [Lastumäki et al. 2003; Mannocci et al. 2005]. Aus diesem Grund sollte die Kompatibilität eines Adhäsivsystems geprüft werden, bevor die Befestigung eines IPN-Stiftes erfolgt.

Die IPN-Stifte setzen sich zusammen aus einer zähen bzw. gummiartigen Phase und eine Glasphase, die miteinander verbunden einen synergistischen Effekt erzeugen. Einerseits ist dieser Verbund elastisch, aber auch verstärkt durch die Fasern. Ein Vorteil der IPN-Stifte ist, dass sie sowohl koronal, wie auch im ovoid verlaufenden Wurzelkanal angepasst werden können [Mannocci et al. 2008].

2.2.1.5 Die Stiftmatrix

Die **Polymermatrix** eines FRC-Stiftes schützt und stützt die Fasern. Die Fasern verteilen wiederum einwirkende Belastungen auf die Matrix. Matrizes bestehen meist aus hoch kreuzverlinkten Akrylaten wie dem Bis-GMA, die z. B. durch Inhaltsstoffe wie PMMA-Polymere weicher gemacht werden können, um die Flexibilität zu erhöhen [Vallittu 2002]. Auch Epoxidharze und Polyesterharze kommen als Bestandteile zur Anwendung, wobei Epoxidharze weniger Polymerisationsschrumpfung und Polyesterharze günstigere adhäsive Eigenschaften zeigen [Schwartz 1983].

Die Eigenschaften der Matrix bestimmen die Temperatur- und Wasserempfindlichkeit von FRC-Stiften. Wassermoleküle können sich im Polymer lösen, ohne Bindungen mit ihm einzugehen, sie vergrößern den Abstand zwischen den Polymerketten und lockern die Van-der-Waals-Kräfte, die zwischen den Polymeren wirken [Innella et al. 2005].

Nachteilig ist, dass die Matrix einen wesentlich höheren thermalen Ausdehnungskoeffizienten besitzt als die Fasern in ihr. Zum Vergleich: Die Ausdehnungskoeffizienten betragen für die Polymermatrix $40 - 80 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$, für E-Glas $8 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ und für Quarz $0,2 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ [Murphy 1998]. Dadurch kann es zu Belastungen im Stift kommen, die schließlich zu adhäsiven Fehlern zwischen Fasern und Matrix führen, was wiederum die Langzeitstabilität [Lassila et al. 2004] und auch die adhäsive Verbindung zum Befestigungskomposit beeinflusst. Durch Zusatz von Barium-Sulfat oder anderen Schwermetallen in der **Stiftmatrix** oder durch radioopake Fasern kann die klinisch relevante Radioopazität erreicht werden. Diese steht allerdings im Verdacht, zu einem weniger effektiven adhäsiven Verbund bzw. zu einer lückenhaften Struktur zu führen [Mannocci et al. 2001a].

Während des **Herstellungsprozesses** von FRC-Materialien, werden die silanisierten Fasern unter Spannung in die Polymermatrix eingelassen und während des Aushärtens der Matrix wieder entspannt. Dadurch werden die Fasern unter Druck in den Kunststoff eingelassen. Durch dieses Vorgehen können die Fasern Belastungen absorbieren [Grandini et al. 2005a] und verhalten sich stoßfest [Boschian-Pest et al. 2002].

2.2.2 Keramik als Stiftmaterial

Wie die FRC-Materialien wurde auch Zirkoniumdioxid als Stiftmaterial Anfang bzw. Mitte der 90er Jahre eingeführt. Reines Zirkoniumdioxid zeigt nach dem Sinterprozess eine Transformation in mehreren Phasen. Dies ist verbunden mit einer hohen Volumenschrumpfung beim Abkühlen (ca. 26 %). Das reine gesinterte Zirkoniumdioxid ist instabil. Durch Zugabe von 3 - 6% Yttrium (Y_2O_3) wird die Keramik stabilisiert [Piconi and Maccauro 1999]. Das Material verhält sich im Vergleich zu Metallen und FRC-Materialien nicht plastisch und ist sehr spröde [Asmussen et al. 1999; Heydecke et al. 2002].

Der Aufwand, Keramiken für den adhäsiven Verbund zu konditionieren, ist – verglichen mit anderen Stiftmaterialien – größer. Da Zirkoniumdioxidstifte nicht überwiegend aus Silizium bestehen, kann ein Silanverbund nur hergestellt werden, indem mit Silizium modifizierte Sandstrahlpartikel die Oberfläche für eine Silanisierung vorbereiten [Bitter et al. 2006a]. Die Retention von Keramikstiften ist ausreichend, wenn bei der adhäsiven Befestigung ein Komposit mit speziellem Phosphatmonomer verwendet wird [Kern and Wegner 1998]. Es konnte gezeigt werden, dass FRC-Materialien einen stärkeren Verbund zum Komposit entwickeln als Zirkoniumdioxid [Bitter et al. 2006c; O’Keefe et al. 2000]. Zahnfrakturen oder auch Revisionen mit Zirkoniumdioxidstiften sind oft nicht restaurierbar, da sie selbst mit Diamantbohrern nur

schwierig oder unmöglich zu entfernen sind. Aus diesem Grund sollten sie für Stiftstumpfaufbauten nicht verwendet werden [Schwartz and Robbins 2004].

2.2.3 Metallegierungen als Stiftmaterial

Als vorgefabrizierte Stiftsysteme auf dem Markt eingeführt wurden, sind Metallstifte aus Stahl beliebt geworden, da sie kostengünstiger und steifer sind als Goldlegierungen [Christensen 1996]. Rostfreier Stahl, der hauptsächlich verwendet wird, enthält Chrom zu 18 % und Nickel zu 8 %. Bedenken über das allergene Potential von Nickel führten zur vermehrten Verwendung von Titanlegierungen oder reinen Titanstiften [Christensen 1996].

Titanstifte wurden auch eingeführt wegen ihrer Korrosionsresistenz. Nachteilig sind Titanstifte allerdings durch ihre geringe Röntgensichtbarkeit, die dem von Guttapercha entspricht [Schwartz and Robbins 2004]. Da sie eine niedrige Biegefestigkeit besitzen, sind Titanstifte nicht stabil genug für den Gebrauch in dünnen Wurzelkanälen. Dadurch gestaltet sich auch ihre Entfernung schwierig, da sie im Kanal brechen können. Deshalb sollte dieses Material für Stiftsysteme vermieden werden [Schwartz and Robbins 2004]. Wie durch den Einsatz aller Metallstifte wird zudem die Transluzenz des Zahnes beeinträchtigt, und die Gefahr einer Gingivaverfärbung besteht.

Die meisten anderen Metallstifte können in der Regel sicher entfernt werden [Abott 2002]. Nachteilig ist aber, dass Metallstifte durch ihr hohes E-Modul Stresshöhen verursachen [Hsu et al. 2009]. Von Vorteil ist, dass sie in Verbindung mit Phosphatzement eine höhere Retention erreichen können als adhäsiv befestigte FRC-Stiftaufbauten [Gallo et al. 2002], während die Retention adhäsiv befestigter Metallstifte mit der von adhäsiv befestigten FRC-Stiften vergleichbar ist [Drummond et al. 1999; Love and Purton 1996].

2.3 Retentive Eigenschaften von Befestigungsmaterialien

Unter idealen Bedingungen sind adhäsive Befestigungssysteme in der Lage, hohe Verbundstärken zu Dentin zu erreichen [Goracci et al. 2007]. Voraussetzung dafür ist die optimale Reinigung und maximale Fließfähigkeit des Komposits [Goracci et al. 2005b]. Endodontische Irriganzen, wie Natriumhypochlorid, Chelatoren, Wasserstoffperoxid oder warme Guttapercha, können die Qualität des intraradikulären Dentins beeinflussen [Pirani et al. 2005]. Auch die Schmierschicht, die durch die Stiftpräparation entsteht, kann – wird sie nicht weggeätzt – den Verbund zwischen Dentin und Komposit behindern [Balbosh et al. 2005].

Die erfolgreiche Adhäsion zum Wurzelentin gestaltet sich aufwändig, wie z. B. das komplette Entfernen von Phosphorsäure, die Kontrolle der Feuchtigkeit und schließlich durch die Infiltration des Adhäsivs und des Befestigungskomposits bei einem anatomisch allgemein schwierigen Zugang zum Wurzelkanal. Trotzdem ist sie für den klinischen Erfolg ausreichend [Goracci et al. 2007; Dietschi et al. 2008], wie Ferrari in klinischen Tests zeigte [Ferrari et al. 2000; Ferrari et al. 2007]. Die ungünstige Kanalkonfiguration, die besondere Struktur von Wurzelkanalentin, die Schmierschicht und die Wirkung von endodontischen Lösungen sind mögliche beeinflussende Faktoren, die den adhäsiven Verbund negativ beeinträchtigen [Ferrari et al. 2009]. Werden die Stifte in artifiziellen Wurzelkanälen befestigt, kann man während der adhäsiven Befestigung die oben genannten Störfaktoren ausschließen. Die Retention eines Stiftsystems zum Komposit sollte stets im Vorfeld untersucht werden, bevor der Verbund zum intraradikulären Dentin bewertet werden kann.

Die Retention eines adhäsiv befestigten endodontischen Stiftes ist abhängig von der Auswahl und Kombination des Befestigungskomposits und des FRC-Stiftmaterials [Boschian-Pest et al. 2002; Sahafi et al. 2003; Wrbas et al. 2006]. Auch Zemente wie Zink-Phosphat-Zement, Glasionomerzement oder Polycarboxylatzement werden zum Befestigen endodontischer (Metall-)Stifte verwendet [Balbosh et al. 2005]. Die geringe Härte von Glasionomer- und Phosphatzementen ist jedoch nachteilig, da die Retention des Stiftaufbaus von mechanischen Eigenschaften wie der Biegefestigkeit des Befestigungsmaterials abhängt [Balbosh et al. 2005]. Es konnte gezeigt werden, dass durch Befestigungskomposite eine größere Retention erzielt werden kann als durch eine konventionelle Befestigung [Balbosh et al. 2005]. Im Vergleich zu Befestigungskompositen sind Phosphat- und Glasionomerzemente spröde und brechen unter geringerer Belastung kohäsiv (in sich) [Cohen et al. 1998]. Sie können sich dadurch leichter aus den Makroretentionen einer Restauration lösen. Glasionomer- und Phosphatzemente besitzen zudem eine höhere Löslichkeit als Komposite. Obwohl auch Komposit-Adhäsiv-Systeme keinen hermetischen, lückenlosen Verschluss bieten [Hilton 2002], tritt eine Spaltbildung, die so genannte Microleakage, häufiger bei der Anwendung von Glasionomer- und Phosphatzementen auf [Mannocci et al. 2001a; Reid et al. 2003].

Als Befestigungsmaterial sind Komposite klinisch erfolgreich, aber sehr techniksensitiv [Goracci et al. 2007]. Zusätzliche Arbeitsschritte, wie z. B. das Konditionieren der Dentinwände mit Phosphorsäure und das Applizieren eines Dentin-Bondings, stellen sich im Wurzelentin schwierig dar [Dietschi et al. 2008; Schwartz and Robbins 2004]. Die schwierige Handhabung ist problematisch und kann sich negativ auf die Retention auswirken [Fernandes et al. 2001].

2.3.1 Chemische Unterteilung der Befestigungskomposite: Zusammensetzung der Matrix

Die Zusammensetzung der Matrix, die Fließfähigkeit und die Kavitätenkonfiguration sind ausschlaggebend für das Abbindeverhalten von Kompositen [Braga and Ferracane 2004]. Die Matrix hat großen Einfluss auf die mechanischen Fähigkeiten der Komposite, Härte und Fließ-eigenschaften sind jedoch nur über die Füllstoffe zu steuern [Assmussen and Peutzfeld 1998; Ferrari 2009].

Es existieren zwei Arten von Befestigungskompositen: **konventionelle** Bis-GMA-haltige Komposite (z. B. Variolink oder PermaFlo) und **Komposite, die funktionelle Monomere** enthalten, (z. B. 10-MDP bzw. 10-Methacryloxydecyl-hydrogen-phosphat oder 4-META- bzw. 4-Methacryloxyethyl-trimelliate-anhydride, wie in Panavia F 2.0) [Sahafi et al. 2004a].

Die Monomierzusammensetzung beeinflusst wiederum Eigenschaften wie den Kontraktionsstress in der Abbindereaktion. Neu entwickelte funktionelle Monomere haben eine langsamere Abbinde-reaktion und entwickeln dementsprechend weniger Kontraktionsstress als etwa Dimethacrylate [Ferracane 2005]. UEDMA (Urethanedimethacrylat) ist z. B. durch seine höhere Anzahl von Kettengliedern flexibler als ein Dimethakrylat, und seine niedrigere Viskosität erleichtert das praktische Arbeiten [Assmussen and Peutzfeld 1998]. Andere funktionelle Monomere wie methacrylathaltige Phosphat-Ester (z. B. in Relyx unicem) sind verantwortlich für selbstkonditionierende Effekte, die ein praktisches bzw. zeitsparendes Vorgehen versprechen. Daten über die Retention sind jedoch immer noch rar.

Verglichen mit konventionellen Kompositen zeigten Komposite mit funktionellen Monomeren in Untersuchungen einen stärkeren adhäsiven Verbund zu FRC- und Zirkoniumoxidstiften [Bitter et al. 2006a; Polat et al. 2007; Sahafi et al. 2003], denn die phosphathaltigen Monomere können sich mit der oberflächlichen Oxidschicht von Metallen oder Keramiken verbinden [Kern and Wegner 1998]. Man geht davon aus, dass die 10-MDP-haltigen Komposite somit auch gegenüber FRC-Stiften einen innigeren adhäsiven Verbund erzielen als konventionelle Komposite [O'Keefe et al. 2000] und dadurch die Retention erhöhen können. Auch der adhäsive Verbund zum Dentin ist bei Kompositen mit funktionellen Monomeren stärker [Mendoza et al. 1997].

Ein Überblick über die Zusammensetzung einer exemplarischen Matrix wird in Tab. 3 gegeben:

Tab. 3: Grundzusammensetzung von dualhärtenden Befestigungskompositen.

Bestandteile der Matrix	Abkürzung und chemische Bezeichnung
MONOMER	z. B. Bis-GMA, UEDMA
KOMONOMER	TEGDMA, EGDMA
INITIATOREN	Benzoylperoxidamin (als Autopolymerisat), Kampferchinon (als Photopolymerisat)
AKZELERATOR	Dihydroxyethyl-p-Toluidin
INHIBITOR	Eugenol
HAFTVERMITTLER	Silan, z. B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan
FÜLLKÖRPER	Quartz, Glas, z. B. Pyrogenes SiO ²

[Hellwig, 2007; Ludwig 2005]

2.3.2 Einfluss von Polymerisationsgrad und Polymerisationsmodus

Komposite härten durch eine chemische Reaktion aus, in der Karbon-Karbon-Doppelbindungen aufgebrochen werden, um mit Einzelbindungen die Polymerketten zu bilden. In dieser Reaktion bildet sich Wärme und eine Volumenreduktion von 1,5 - 7 Vol % findet statt [Hilton 2002], da sich durch die kovalenten Bindungen der Molekülstand verringert. Die Menge der verbleibenden Doppelbindungen und die Tiefe der Polymerisation korreliert mit der Härte eines Komposits [Gerth et al. 2005]; ein Maß dafür ist der **Konversionsgrad** (auch Polymerisationsgrad genannt), der den Grad an Reaktion der Monomere bzw. Bildung der Doppelbindungen ausdrückt [Hellwig et al. 2007]. Je nach Art der Matrix und nach dem Polymerisationsmodus liegt der Konversionsgrad zwischen 43,5 - 73,8 %. Ein ungenügender Konversionsgrad kann zu einer ungenügenden Retention zum Stift führen, da er immer mit der Härte korreliert [De Munck et al. 2005]. Daher werden im folgenden unterschiedliche Komposite betrachtet.

Je nach Aktivierungsmodus werden drei Gruppen von Kompositen unterschieden: chemisch härtende (bzw. selbst härtende), lichthärtende und dualhärtende.

Es konnte festgestellt werden, dass **lichthärtende** Komposite den höchsten Konversionsgrad erzielen und dementsprechend steifer und härter sind als chemisch härtende Komposite [Ceballos 2007]. Lichthärtende Komposite erreichen sehr schnell, nach 5 - 15 min, die maximale Polymerisation; dementsprechend schnell entstehen Spannungen [Ferracane et al. 2005]. Trotzdem wurden vergleichsweise hohe Verbundstärken für lichthärtende Komposite festgestellt [Pfeifer et al. 2003].

Auch im lichtundurchlässigen Wurzelkanal wurde versucht, lichthärtende Komposite anzuwenden. Obwohl sie üblicherweise als Füllungsmaterial und nicht im Wurzelkanal benutzt werden. Doch selbst unter Verwendung transluzenter FRC-Stifte nahm die Festigkeit der photopolymerisierenden Komposite nach apikal ab [Ceballos 2007].

Chemisch härtende Komposite dagegen haben durch ihren niedrigen Konversionsgrad und eine langsame Polymerisation eine geringe Härte und Steifheit. Die ausgedehnte Abbindezeit von bis zu 30 min bringt den Vorteil einer geringeren Schrumpfung mit sich [Kinomoto et al. 1999]. Es konnte gezeigt werden, dass eine niedrige Polymerisationsrate einen besseren Randschluss erzielt [Hofmann et al. 2001]. Es besteht aber auch die Gefahr, dass durch die verlängerte Polymerisation Feuchtigkeit in den Verbund eintritt, die diesen beeinträchtigt [Chersoni 2005]. Durch eine rein chemische Abbindereaktion ist allerdings eine Polymerisation und Retention in der Tiefe garantiert. Deshalb sind rein chemisch härtende Komposite geeignet, um Metall- oder metallkeramische Restaurationen zu zementieren [Soderhölml and Reetz 1996]. Praktisch gesehen sind diese Komposite von Nachteil, da der Behandler die Abbindereaktion nicht kontrollieren kann und nur ein kleines Zeitfenster hat, um beispielsweise einen Wurzelstift zu positionieren.

Vor ca. 20 Jahren wurden die ersten klinischen Anwendungen mit dualhärtenden Kompositen beschrieben. **Dualhärtende** Befestigungskomposite sind fast genauso hart und steif wie lichthärtende Befestigungskomposite, können aber verformende Energien während des Abbindeprozesses ebenso gut speichern wie chemisch härtende Komposite [Ceballos 2007]. Dualhärtende Komposite sind praktisch in der Anwendung, da sie eine lange Arbeitszeit ermöglichen [Ceballos et al. 2007]. Das enthaltene Peroxid-Amin-System sorgt für die automatische Polymerisation in der Tiefe der Kavität [Pfeifer et al. 2003]. Dualhärtende Befestigungskomposite besitzen daher die beste Kombination von Eigenschaften, um Restaurationen wie FRC-Stifte adhäsiv zu befestigen [Ceballos et al. 2007; Hofmann et al. 2001; Mazzoni et al. 2009].

Es wurde belegt, dass dualhärtende Komposite ihren optimalen Konversionsgrad durch Lichthärtung erreichen: 59 - 75 % im chemischen Modus und 66 - 81 % nach zusätzlicher Photoaktivierung [Rueggeberg and Caughman 1993]. Unterlässt man bei dualhärtenden Zementen den Lichteinfluss, so erreichen sie ein vergleichsweise niedrigeres E-Modul, eine geringere Flexibilitätsstärke und Härte sowie dementsprechend eine schwächere Retention [Hofmann et al. 2001; El Mowafy et al 1999]. Dadurch wurde die Effizienz der Photoaktivierung klar belegt. Die Lichtdurchlässigkeit sinkt, wenn die Photoaktivierung durch eine Restauration hindurch erfolgt. In diesen Fällen sind längere Expositionszeiten empfohlen.

2.3.3 Der Füllkörpergehalt im Zusammenhang mit der Polymerisationsschrumpfung

Die Füllkörper in der Matrix sind deutlich fester und härter als die Matrix selbst. Deswegen ist es sinnvoll, den Füllkörperanteil bis zu einem bestimmten Prozentsatz zu erhöhen, um den Kunststoff zu verstärken [Hofmann et al. 2001]. Ein hoher Füllstoffanteil mindert die Abbindekontraktion (Dimensionsänderungen) und korreliert direkt mit der Härte [Chung and Greener 1990; Hofmann et al. 2001]. Die maximale Spannungsstärke und Druckhärte wird bei 75 - 80 % Füllkörperanteil erreicht. Füllkörperkonzentrationen von verschiedenen Kompositen schwanken im Gewichtsanteil zwischen 66,4 - 85,2 % [Chung and Greener 1990]. Es konnte gezeigt werden, dass Kompositmaterialien sowohl zu Dentin als auch zu FRC-Stiften höhere Verbundstärken erreichten als reine Acrylate ohne Füllkörper [Boschian-Pest et al. 2002].

Da Füllkörper und Matrix einen unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten haben, baut sich beim Abbinden eine Spannung an der Schnittstelle beider Materialien auf. Deshalb ist bei Nanofüllkörpern die große Oberfläche nachteilig, die mit der polymerisierenden Matrix für mehr internen Kontraktionsstress sorgt [Ferracane 2005]. Werden hingegen größere Füllkörper verwendet, kann das ein Grund für Spaltbildungen und geringere Verbundfestigkeit sein. Daher sind Hybridkomposite mit beiden Füllkörpergrößen entwickelt worden [Hellwig et al. 2007].

Dünnefließende Komposite mit einem niedrigen Füllkörpergehalt zeichnen sich durch ihre leichte Verarbeitung aus, da sie durch rheologische Effekte, dem so genannten Aufschumpfen auf den Stift, die mikromechanische Haftung erhöhen [Hellwig et al 2007]. Jedoch sollte der Füllkörpergehalt so hoch sein, dass die Schrumpfung begrenzt bleibt [Sadek et al. 2007]. Andernfalls wird eine Spaltbildung (Microleakage) an der Schnittstelle zum Befestigungskomposit begünstigt, wenn das Komposit von den Dentinwänden weggezogen wird [Patierno et al. 1996]. Ebenso nachteilig bei niedrigem Füllkörpergehalt ist die geringe Röntgenopazität [Ferrari et al. 2009], da die Füllstoffe das Bariumsulfat enthalten.

2.3.4 Einfluss der Kavitätenform im Zusammenhang mit der Polymerisationsschrumpfung

Die Beziehung zwischen der Konfiguration einer Kavität und der Stressentwicklung wird durch den so genannten Konfigurationsfaktor (C-Faktor) ausgedrückt. Er beschreibt das Verhältnis von adhäsiv bedeckter Oberfläche zu nicht bedeckter Oberfläche in einer Kavität: Kann das Komposit ohne Einschränkungen in der Kavität schrumpfen, entsteht keine Spannung [Hellwig et al 2007]. Im Fall einer Stiftrestauration ist die Kontraktion in allen Dimensionen behindert. Die Schrumpfung bewegt sich in Richtung des Stiftes und wird vom Rest der Masse gezwungen, sich von der ebenso gebundenen Dentinfläche zu entfernen [Ferracane 2005].

2.3.5 Einfluss der Schichtdicke eines Befestigungskomposits

Die Schichtdicke des Befestigungskomposits ist ein entscheidender Parameter. Man geht davon aus, dass durch einen geringfügig breiteren Zementspalt – ca. 10 - 30 ISO-Größen mehr [Hagge et al. 2002] – die Retention stärker ist als durch eine präzise Passung. Dies erscheint logisch, da der Zement eine definierte Schichtdicke besitzen muss, um eine optimale Festigkeit und einen möglichst hohen Vernetzungsgrad zu erreichen. Allerdings nimmt bei mehr als 10 - 30 ISO-Größen die Retention im Allgemeinen schon wieder ab [D’Arcangelo et al. 2007].

Ein möglicher Mittelweg, um eine optimale Retention zu erreichen, ist, die Stiftpräparation möglichst kongruent zum Stift zu gestalten und nur minimal auszuweiten.

2.4 Möglichkeiten und Einflussnahme verschiedener Stiftvorbehandlungen

Zur adhäsiven Eingliederung empfehlen Hersteller, den Wurzelkanal und auch die Oberfläche des faserverstärkten Kompositstiftes zu konditionieren, da eine Vorbehandlung (u.a.) nachweislich zu einem stabileren Verbund zum Befestigungskomposit beiträgt [Wrbas et al. 2006]. Für die adhäsive Befestigung stiftseitig existieren diesbezüglich viele Möglichkeiten, aber nur wenig allgemeingültige Richtlinien. Die Stiftkonditionierung erfolgte bislang am Behandlungsstuhl, was den Nachteil beinhaltet, dass sich die Behandlung verzögern kann. Günstiger ist es, wenn die Stifte herstellerseitig konditioniert bzw. beschichtet werden. Dies ist z. B. bei dem in der vorliegenden Untersuchung verwendeten DT Stift der Fall. Dieser Stift wurde herstellerseitig gereinigt, silikatisiert und anschließend silanisiert. Abschließend wurde er mittels PVD-Technik (Physical Vapour Deposition) beschichtet, um ihn lagerfähig zu machen. Diese Schutzschicht ist an eine Siliziumoxidschicht molekular gebunden und kann mit einem Befestigungskomposit eine chemische Einheit bilden – vorausgesetzt, die Monomere beider Substanzen ähneln sich [Edelhoff et al. 2006].

Generell wird angestrebt, die Oberfläche des Stiftes zu vergrößern und zu aktivieren, d. h. die Oberflächenspannung herabzusenken, damit Monomere des Befestigungskomposits in die Stiftoberfläche diffundieren können [Mannocci et al. 2005]. Die Oberflächenvergrößerung und -aktivierung eines FRC-Stiftes kann durch verschiedene Vorbehandlungen umgesetzt werden, die im Folgenden beschrieben werden.

2.4.1 Konditionierung mittels Adhäsiv

Zur Darstellung dieser Konditionierung sollte zuerst der Begriff der Adhäsion definiert werden: Eine Adhäsion kommt durch zwischenmolekulare Anziehungskräfte zustande und verbindet zwei Phasen (Substrat und Adhäsiv). Einerseits existiert die chemische Adhäsion, bei der Molekular- bzw. Atombindungen aktiv werden, andererseits die physikalische Adhäsion, bei der vorrangig zwischenmolekulare Kräfte, wie Van-der-Waals-Kräfte oder Dipol-Dipol-Kräfte, wirken. Für das Eintreten einer physikalischen Adhäsion, die durch eine Stiftkonditionierung angestrebt wird, muss der Substrat-Adhäsiv geringer als 7 nm sein [Ludwig 2005]. Die physikalische Adhäsion basiert auf einer mikromechanischen Verschlüsselung, dem so genannten Interlocking, und der Penetration eines Adhäsivsystems in die vergrößerte Substratoberfläche [Ludwig 2005].

Zu dieser Form der Oberflächenkonditionierung existieren unterschiedliche Thesen [Bitter and Kielbassa 2007]. In einigen Untersuchungen wurde durch das Auftragen eines Adhäsivs bzw. Bondings eine höhere Verbundhaftung zu FRC-Stiftoberflächen erzielt [Cheleux et al. 2007; Ohlmann et al. 2008], wahrscheinlich, weil die Oberflächenadaptation durch die geringere Oberflächenspannung verbessert ist [Ounsi et al. 2009]. Die Mehrheit der Untersuchungen konnte keine erhöhte Verbundhaftung zu einer FRC-Stiftoberfläche durch alleiniges Auftragen von Silan oder Bonding nachweisen [Ferrari et al. 2006; Sahafi et al. 2004a; Wang et al. 2007; Wrbas et al. 2007a; Cekic-Nagas et al. 2011]. Auch Albashaireh bestätigte keinen Effekt auf die chemische Affinität vom Komposit zum Stift durch Applizieren eines Adhäsivs [Albashaireh et al. 2008]; die Retention im Abzugstest wurde nicht erhöht [Da Silva et al. 2008]. Erfolgreich ist die Anwendung eines Adhäsivs in Kombination mit einer mikroretentiven, silanisierten FRC-Oberfläche [Cheleux et al. 2007; Magni et al. 2007; Monticelli et al. 2006d; Valandro et al. 2006b].

2.4.2 Chemisch kombinierte Vorbehandlungen

Durch eine Säureätzung bzw. Oxidation können die anorganischen Stiffasern in ihrem Reaktionsverhalten hydrophiler werden [Monticelli et al. 2006c]. Zudem können sich durch diese Vorbehandlung mehr Silanmoleküle an die Stiftoberfläche binden. Nach dem Anätzen einer Oberfläche entsteht des Weiteren ein mikroretentives Ätzmuster, was wiederum die Retention erhöht.

Mit Hilfe verschiedener Lösungen kann das Epoxidharz über eine Oxidationsreaktion herausgelöst werden, um die Fasern für die Silanisierung freizulegen [Monticelli et al. 2006a]. Potassium Permanganat beispielsweise ist alkalisch, sein pH-Wert liegt bei 12 - 13. Die Anwendung wird in

20%iger Aqua-dest.-Lösung empfohlen. Danach sollte mit einer sulfathaltigen Neutralisationslösung nachgespült werden [Monticelli et al. 2006c]. Eine Ätzung mit Wasserstoffperoxid hingegen wird in 10%iger Lösung für 20 min oder in 24%iger Konzentration für 10 min empfohlen [Monticelli et al. 2006c]. Durch Lagern in 21%iger Natrium-Ethoxid-Lösung wiederum können innerhalb von 20 min die Glasfasern des FRC-Materials dargestellt werden [Monticelli et al. 2006c]. Manche Hersteller empfehlen auch ein Anätzen mit 32%iger Phosphorsäure für 1 min und eine anschließende Silanisierung für 5 min. Diese Prozedur erzielt allerdings im Vergleich zu anderen Vorbehandlungen geringere Haftwerte [Valandro et al. 2006b]. Anwendung finden auch stärkere Säuren wie 10%ige Flusssäure oder HCL. Diese Säuren lösen jedoch nicht nur die Epoxidharz-Matrix heraus, sondern reduzieren auch Glas- und Quarzfasern der Stiftoberfläche, bis zu einem Viertel des vorherigen Gehalts [Gerth and Dammaschke 2005]. Sie werden nicht empfohlen, da der Stift seine Passung im Wurzelkanal verlieren kann [Valandro et al. 2006b].

Eine erhöhte Bondingstärke wird erreicht, wenn es durch eine Vorbehandlung gelingt, die Glasfasern von FRC-Stiften freizulegen, so dass diese eine Reaktion mit einem Silan eingehen können [Radovic et al. 2008].

2.4.3 Mechanisch-chemische Vorbehandlung

Durch so genannte tribochemische Anwendungen kann z. B. mit dem Rocatec-System (3M ESPE) im Labor vorkonditioniert werden. Unter Tribochemie versteht man eine Beeinflussung des chemischen Verhaltens (wie eine verringerte Oberflächenspannung) von Körpern durch mechanische Energie (z. B. Reibung oder Stoßen) [Ludwig 2005].

Bei diesem Verfahren werden 30 - 50 µm große, siliziummodifizierte Aluminiumoxidpartikel aufgestrahlt. Durch die entstehende punktuelle Hitze und die hohe Geschwindigkeit (kinetische Energie) lagern sich die Partikel in die Oberfläche ein [Radovic et al. 2008]. Es fehlt bisher an weiteren, eingehenden Laborstudien, um festzustellen, wie sehr Druck und Dauer einer mechanischen Vorbehandlung die Stiftmorphologie beeinflussen. Herstellerangaben empfehlen häufig das Sandstrahlen bei 2,5 - 2,8 bar für 5 s [Magni et al. 2007], häufig beschrieben in einer Distanz von ca. 30 mm.

Ähnlich funktioniert das Cojet-System, bei dem sich die SiO₂-beschichteten Aluminiumoxidpartikel ca. 15 µm (abhängig vom Substrat) [Sun et al. 2000] einlagern können. Das Cojet-System kann intraoral angewendet werden. Um die Flexibilität und Passung eines FRC-Stiftes dabei aber nicht zu beeinflussen, sollten kleine Siliziumoxidpartikel (ca. 15 - 30 µm groß) verwendet werden [Valandro et al. 2006b]. Diese silikatisierte Oberfläche ist nun für eine chemische Ver-

bindung zu einem Silan vorbereitet. Durch die Silanisierung entsteht eine chemische Adhäsion zwischen dem Komposit und dem silikatisierten Stift [Matinlinna et al. 2004].

Der chemischen Haftungstheorie zufolge kann sich die organische funktionelle Gruppe eines Silans mit der Methacrylatgruppe und der Alkoxygruppe des Adhäsivs kovalent mit einem anorganischen Anteil (z. B. Glasfasern) verbinden [Matinlinna et al. 2004]. Aktueller und weiter verbreitet ist heutzutage die Theorie des reversiblen hydrolytischen Haftungsmechanismus'. Demnach wird der Verbund von Silan und Mineral-Substrat in Anwesenheit von Wasser reversibel aufgebrochen und wiederhergestellt – was eine Lockerung der Verbindung ohne ein komplettes Aufbrechen theoretisch erlaubt [Pape and Plueddemann 1991].

Silane wurden, seitdem es FRC und Methacrylate gibt, häufig und diffus verwendet [Goracci et al. 2005b]. Hersteller von endodontischen Stiften empfehlen vor der Insertion den Einsatz von Silanhaftvermittlern [Markopoulou et al. 2009]. Eine Verbindung von Komposit und Stift ist aber nur zwischen den freigelegten Fasern und dem Befestigungskomposit über eine Silanisierung möglich. Die hoch-kreuzverlinkten Polymere der Stiftmatrix stellen keine funktionellen Gruppen bereit für eine Reaktion [Pape and Plueddemann 1991; Sahafi et al. 2003]. Wird der anorganische Faseranteil nicht zuvor freigelegt, ist der Beitrag von Silanen zum eigentlichen adhäsiven Verbund dementsprechend niedrig. Dank der niedrigen Viskosität erhöht das Silan jedoch die Benetzbarkeit bzw. senkt die Oberflächenspannung [Goracci et al. 2005b]. Dadurch kann ein enger Kontakt zwischen Adhäsiv und Silan entstehen. Auch Van-der-Waals-Kräfte treten auf und liefern eine physikalische Adhäsion, die den chemischen Verbund unterstützt [Pape and Plueddemann 1991]. Der exakte Mechanismus wird jedoch noch nicht vollständig verstanden [Goracci et al. 2005b].

Einen positiven Effekt kann es jedoch auch geben, wenn nur Silan appliziert wird. Das Silan ist bereits hydrolysiert und reagiert mit den sauren Phosphatmonomeren aus wasserhaltigen Adhäsiven [Monticelli et al. 2006b]. Dieses 2-Schritt-Silan enthält ein 4-META-Monomer, durch das mehr Wasser aufgenommen und hydrolytisch abgespalten wird als mit einem voraktivierten 1-Komponenten-Silan [Monticelli et al. 2006b].

2.4.4 Rein mechanische Vorbehandlungen

In Untersuchungen wurde bereits erfolgreich bewiesen, dass allein durch Sandstrahlen oder auch herstellerseitig eingearbeitete Retentionen die mechanische Retention zum FRC-Stift verstärkt werden kann, hauptsächlich durch die vergrößerte Oberfläche und daraus resultierend durch eine

stärkere mechanische Verschlüsselung mit dem Befestigungsmaterial [Radovic et al. 2008; Cheleux et al. 2007; Sahafi et al. 2003].

Befestigungsmaterialien zeigen unterschiedliche retentive Eigenschaften, die vor allem durch Oberflächenrauigkeit beeinflusst werden. Befindet sich mehr Befestigungsmaterial in Unterschnitten, so muss es zuerst zu einem Scherbruch des Materials in sich kommen, um die Verbindung zu trennen [Oilo and Jorgensen 1978]. Bei Metallstiften und Phosphatzement z. B. können selbst angeraute Oberflächen die Retention im Vergleich zu glatten Stiften mehr als verdoppeln [Nergiz et al. 1997]. Durch Makroretentionen kann sie schließlich nochmals gesteigert werden [Nergiz et al. 1997].

Schafft man durch eine Vorbehandlung kleinere Retentionen, so verbleiben im Fall von Phosphatzement nur Zementanteile (Staub) [Oilo and Jorgensen 1978], während in größere Retentionen das gesamte Befestigungsmaterial fließt, einschließlich seiner nicht so fließfähigen, aber stabilen Anteile. Mit zu aggressivem Materialabtrag kann man eine Stiftoberfläche allerdings so sehr verändern, dass sie weniger frakturresistent ist oder an Passung verliert [Balbosh and Kern 2006]. Retentionen in FRC-Stiften z. B. werden – wie im hier verwendeten Cytec-Stift – eingefräst, wodurch ein Teil der stabilisierenden Fasern verloren geht [Love and Purton 1996].

2.5 Einfluss von Durchmesser und Einsetztiefe der Stiftsysteme

Die Quantität der verbliebenen Zahnschubstanz spielt eine entscheidende Rolle für die Langlebigkeit eines restaurierten Zahnes [Assif and Gorfil 1994; Ferrari et al. 2007; Morfis 1990; Trope et al. 1985]. Durch eine Überpräparation und zu groß gewählte Durchmesser kann das Perforations- und Frakturrisiko des Zahnes ansteigen [Assif and Gorfil 1994; Nissan et al. 2001]. Verschiedene Untersuchungen bestätigten bereits den Zusammenhang zwischen der Einsetztiefe von Stiftsystemen und deren Retention. Für konventionell befestigte Stiftsysteme gilt, dass die Retention sich proportional zur Stiftlänge verhält [Fernandes et al. 2003; Nergiz et al. 2002]. Als ein Limit für klassische Stiftsysteme wird die Hälfte der Wurzellänge als ausreichend retentiv angegeben [Morfis 1990]. Auch Neagley verlangte eine minimale Stiftlänge von 8 mm [Neagley 1969]; an dieser Vorgabe orientierten sich auch klinische Langzeitstudien mit FRC-Stiftsystemen. Außerdem sollte ein apikales Siegel von niemals weniger als 3 mm, besser von 4 - 5mm Wurzelfüllung belassen werden [Abramovitz et al. 2001].

Der Durchmesser zeigt bei der non-adhäsiven Befestigung keinen Einfluss auf die Kapazität der Retention bzw. nur einen sehr geringen [De Souza et al. 2004; Fernandes et al. 2001; Lloyd and

Palik 1993; Nergiz et al. 2002; Standlee et al. 1980]. Auch die ovoide Form der meisten Wurzelkanäle mindert den Einfluss des Stiftdurchmessers auf die Retention, da durch die kreisrunde Präparation nur eine tangentielle Berührung von Stift und Wurzelkanal zustande kommt [Chapman and Worley 1985].

Durch eine adhäsive Befestigung kann auch mit kurzen Insertionstiefen eine ausreichende Retention erzielt werden [Hülsmann et al., 2007]. Nissan konnte durch die Anwendung eines Befestigungskomposits eine Stiftlänge von 5 mm kompensieren [Nissan et al. 2001]. Außerdem konnte gezeigt werden, dass im koronalen Wurzeldentin die adhäsive Verbundstärke größer ist [Goracci et al. 2004; Kurtz et al. 2003; Mallmann et al. 2007]. So ist eine große Insertionstiefe aus Gründen der Adhäsion nicht nötig. Dennoch zeigte sich, dass auch bei der adhäsiven Befestigung eine größere Einsetztiefe die Retention stark erhöht [Braga et al. 2006; Borer et al. 2007; Macedo et al. 2010]. Auch Innella bestätigte die Proportionalität von Insertionslänge und Retention für FRC-Stifte unter In-vitro-Bedingungen [Innella et al. 2005].

Im Vergleich zur konventionellen Stiftpräparation nimmt der Durchmesser bei der adhäsiven Befestigung an Bedeutung zu. Gallo et al. untersuchte unterschiedliche FRC-Stiftdurchmesser und kam zu der Annahme, dass durch die größere Verbundfläche und Steifheit des Stiftmaterials die Retention bei größeren Durchmessern ansteigt. Auch der größere Zugang für eine Dentinkonditionierung spielt eine Rolle und beeinflusst die Retention [Gallo et al. 2002]. Die Größe des Stiftdurchmessers sollte so gewählt werden, dass der gesamte Stiftaufbau Spannungs Kräften widerstehen kann. Bei zu geringen FRC-Stiftdurchmessern besteht die Gefahr, unter Kaubelastung zu biegen und durch eine Stiftfraktur oder ein Debonding zerstört zu werden [Naumann et al. 2005b; Mannocci et al. 2001b]. Andererseits steigt die Wurzelschwächung bei größeren Durchmessern unverhältnismäßig groß an [Assif and Gorfil 1994; Nissan et al. 2001]. Daher ist es essentiell, ein Gleichgewicht zu finden, zwischen der zahnschonenden Präparation und einem stabilen Stiftaufbau mit ausreichender Retention [Fernandes et al. 2001].

2.6 Testverfahren für die Prüfung von Retentionen

Testverfahren für die Prüfung von Retentionen können quantitativer und qualitativer Natur sein.

Als qualitative Verfahren anwendbar sind SEM- (Scanning Electron Microscopy) und TEM-Verfahren (Transmission Electron Microscopy). Durch diese Prüfverfahren lassen sich Oberflächen inspizieren [Goracci et al. 2007], und es ist möglich, durch Zugproben einen adhäsiven von einem kohäsiven Bruchverlauf zu unterscheiden. SEM-Untersuchungen werden häufig angewen-

det. Negativ zu bewerten ist, dass es von jeder Probe ein Bild geben kann, welches ausschließlich die Region mit der idealen Oberfläche darstellt.

Quantitativ lässt sich die Retention beispielsweise durch den Push-out-Test, den mikrotensilen Spannungstest und den Auszug- bzw. Pull-out-Test erfassen. Das Push-out-Verfahren wird sehr häufig durchgeführt, um die adhäsive Verbindung zweier Schnittstellen zu überprüfen. Dabei werden Scherkräfte auf eine der Schnittstellen durch eine axiale Kraftübertragung ausgeübt. Ein Maß für die Retention von Wurzelstiften ist die axiale Auszugskraft. Der Auszugstest ist in vielen Studien das Maß für die Scher- und Zugkraft [Nergiz et al. 2002; Kampe 2005; Wrbas et al. 2006] und eine weit verbreitete, akzeptierte Möglichkeit, die Retention von Stiftsystemen zu testen [Nergiz et al. 2002]. Im Gegensatz zu den meisten anderen Studien, die kleine Einheiten, wie z. B. dünne Scheiben, der Stift-Komposit-Schnittstelle untersuchen, geben die Ergebnisse des Auszugstests Auskunft über die gesamte Verbundfläche des Stiftes in einem Kanal. Dadurch kann auch der Einfluss der so genannten gleitenden Retention berücksichtigt werden, während in einem Versuchsaufbau mit kleinen Verbundflächen hauptsächlich die adhäsive Verbundstärke und die Friktion ermittelt werden [Goracci et al. 2007]. Der Auszugversuch ist darüber hinaus ein sensibler Indikator für die Adhäsion [Wrbas et al. 2006]. Die gemessene Auszugskraft wird dabei umso kleiner sein, je größer der Konizitätswinkel des abgezogenen Stiftes ist, bedingt durch weniger Friktion an den Stiftwänden [Nergiz et al. 2002].

Im vorliegenden Zugversuch konnten rein axiale Zugkräfte wirken, weil der Probenkörper gelenkig aufgehängt wurde. Identische Proben sind garantiert durch die einheitliche Gussform und die Bohrung in einem Parallelometer, wodurch sich Form und Stiftplatzierung nicht veränderten. Alternativ kann zu dem hier durchgeführten Auszugstest der mikrotensile oder der Push-out-Test herangezogen werden. Diese Testverfahren sind geeignet, um z. B. bestimmte Details der regionalen Retention im Wurzelkanal oder an konischen Stiftsystemen aufzuklären. Allerdings erfordern sie einen deutlich höheren labortechnischen Aufwand [Edelhoff et al. 2006].

3 FRAGESTELLUNG

Die hier getestete Zugbelastbarkeit bzw. Retention eines FRC-Stiftes kann durch Oberflächenfaktoren und den Befestigungskomposit beeinflusst werden. Verbinden sich Materialien mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften, entstehen immer Belastungskonzentrationen, die zur Trennung führen können [Prisco et al. 2003]. Dazu kommt, dass sich vorangegangene Untersuchungen zu FRC-Stiften überwiegend mit den physikalischen Eigenschaften der Stifte und der Stift-Zahn-Einheit beschäftigt haben. Die Retention in Abhängigkeit der FRC-Stift-Oberfläche, des Durchmessers, der Einsetztiefe, des Komposits und dem Einfluss dieser Faktoren untereinander fand deutlich weniger Beachtung [Bateman et al. 2003].

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es deshalb, den Einfluss verschiedener Faktoren, die die Retention eines FRC-Stiftsystems erhöhen könnten, *in vitro* zu bestimmen, um daraus Rückschlüsse für eine klinische Anwendung zu gewinnen. Dabei stellten sich folgende Fragen:

- Wie hoch ist der Einfluss von Einsetztiefe und Durchmesser der Stifte auf ihre Retention?
- Wie hoch ist der Einfluss unterschiedlicher Stiftoberflächen, bzw. ist eine silanisierte, aber glatte oder eine makroskopisch-veränderte Stiftoberfläche hinsichtlich der Retention effektiver?
- Welchen Einfluss haben die Befestigungskomposite auf die Retention?
- Von welchem dieser Faktoren ist die Retention am meisten abhängig?

Auf einen Versuch mit Dentin wurde bewusst verzichtet, um im Speziellen die Verbindung von FRC-Stift zum Befestigungskomposit bewerten zu können.

4 MATERIAL UND METHODEN

4.1 Vorversuche

Um die Retention von glasfaserverstärkten Wurzelkanalstiften zu untersuchen, musste im Vorfeld eine geeignete Methode festgelegt werden. Ziel war es dabei, einen Abzugsversuch zu konstruieren, der die Retention zwischen FRC-Stift und Befestigungskomposit ermitteln kann (siehe Abb.1).

Das setzt voraus, dass der Verbund zwischen Trägermaterial und Adhäsivsystem stärker ist als der zwischen Adhäsivsystem und Stift. Diese Voraussetzung stellte sich zu Beginn als Problem dar, da während der Vorversuche die Schnittstelle zwischen Trägermaterial und Befestigungskomposit stets vor dem Stift/ Komposit- Verbund versagte.

In den darauf folgenden Vorversuchen wurden die artifiziellen Wurzelkanäle angeraut. Durch die vergrößerte, mikroretentive Oberfläche sollte die Retention zwischen Trägermaterial und Befestigungskomposit erhöht werden. Es gelang zwar die Retention zu erhöhen, trotzdem riss die Verbindung zuerst an der Einbettmasse ab, sodass es nicht möglich war, die Retention von Adhäsivsystem zum Stift zu prüfen (Abb. 1, siehe Pfeile).



Abb. 1: Gegenüberstellung beider Stiftsysteme nach Abzugsversuch mit verbliebenem adhäsiven Befestigungszement (siehe rote Pfeile), links DT-Stift, rechts Cytac-Stifte.

Aus diesem Grund wurde zusätzlich eine makroskopische Bohrung für eine Retention nötig. Dieser horizontale Tunnel wurde mithilfe eines 1 mm großen Rosenbohrers auf Höhe des

gedachten Limbus alveolares angelegt (Abb. 2, rechte Skizze). Weiterhin sollte der nicht-befestigte koronale Anteil der Stifte fest im Technovit verankert sein. Dieser Aspekt stellte sich als weniger problematisch dar, da die Stifte durch ihren zylindrisch-konischen, in 10 mm Länge eingebetteten koronalen Anteil automatisch retiniert sind (siehe Abb. 2).

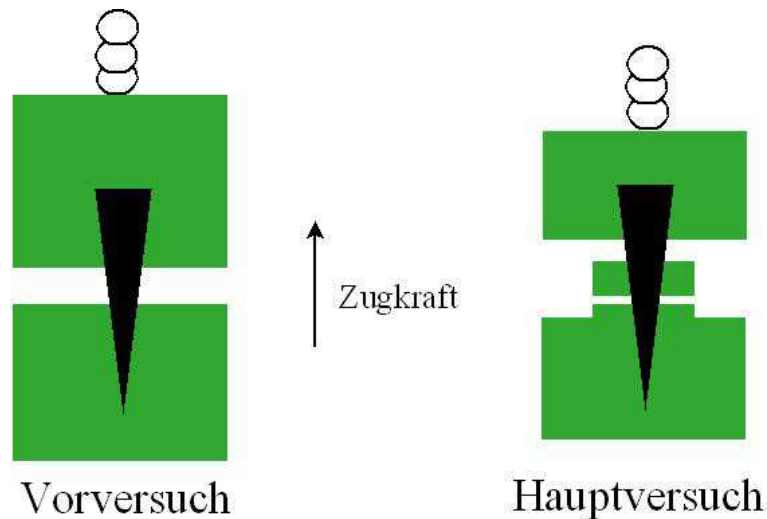


Abb. 2: Grafische Gegenüberstellung von Vorversuch und Hauptversuch.

Der Stift-Komposit-Verbund wurde im Vorversuch mit der Retention durch einen Glas-Ionomer-Zement (GIZ) verglichen, um die Vergleichbarkeit der Kompositmaterialien darzustellen und das rein mechanische Verhalten des Abzugstestes zu evaluieren. In den Vorversuchen wurde darüber hinaus ein grünes, durch die Farbwirkung weniger transparentes Technovit (Technovit 4071) verwendet. Durch die fehlende Transparenz konnte keine Kontrolle des Kanals auf Luftblasen und die Längenpassung der Stifte erfolgen. Deshalb wurde in den Hauptversuchen das transparente Technovit 4004 verwendet, wodurch die Kanalbohrung und die Homogenität des Trägermaterials grob – per Augenmaß – kontrolliert werden konnte. Des Weiteren wurden für die Hauptversuche kleinere Haltevorrichtungen hergestellt und den Stiftmaßen angepasst, um zusätzlich ein sparsames Arbeiten mit dem Einbettkunststoff Technovit 4004 zu ermöglichen. Diese Haltevorrichtungen wurden mit einer Bohrung für eine Kette versehen. Eine Kette ermöglichte es, den Stift axial auszuziehen, aus einer geraden, hängenden, nicht steifen Konstruktion (siehe Abb. 2, rechte Seite).

4.2 Material

4.2.1 Stiftsysteme

Es wurden zwei verschiedene faserverstärkte Kompositstifte (FRC) und zwei dualhärtende Befestigungskomposite im Hinblick auf ihre Retention untersucht. Die Zugbelastbarkeit wurde anhand eines Abzugsversuches überprüft. Um die Abhängigkeit des adhäsiven Verbundes von Durchmesser, Länge und Befestigungskomposit zu prüfen, wurde innerhalb der beiden Stiftsysteme Länge, Durchmesser und das Befestigungskomposit variiert.

Die beiden Stiftsysteme DT und Cytec wurden mit dem Calibra- (Dentsply, Caulk, Milford/USA) und dem Panavia F 2.0-Befestigungskomposit (Kuraray Co., Ltd., Osaka/Japan) eingesetzt. Insgesamt wurden 270 Wurzelstifte in 16 Hauptgruppen und 2 GIZ-Kontrollgruppen (n = 15) aufgeteilt. Das in Tabelle 4 dargestellte Material gibt einen Überblick über die in den Versuchen eingesetzten Wurzelstifte, deren Durchmesser, Einsetztiefe und die Kombination der Befestigungskomposite, mit denen sie eingesetzt wurden.

Tab. 4: Testgruppen, eingeteilt nach Einsetztiefe, Durchmesser, Stiftmaterial und Befestigungskomposit.

Gruppe	Stiftsystem/Befestigungskomposit	Einsetztiefe [mm]	Durchmesser [mm]
DT 1	DT-Stift (VDW), befestigt mit Calibra	5	1,5 mm
DT 2	DT-Stift (VDW), befestigt mit Calibra	5	1,8 mm
DT 3	DT-Stift (VDW), befestigt mit Calibra	7,5	1,5 mm
DT 4	DT-Stift (VDW), befestigt mit Calibra	7,5	1,8 mm
DT 5	DT-Stift (VDW), befestigt mit Panavia	5	1,5 mm
DT 6	DT-Stift (VDW), befestigt mit Panavia	5	1,8 mm
DT 7	DT-Stift (VDW), befestigt mit Panavia	7,5	1,5 mm
DT 8	DT-Stift (VDW), befestigt mit Panavia	7,5	1,8 mm
DT GIZ	DT-Stift (VDW), befestigt mit Ketac Cem	7,5	1,8 mm
Cytec 1	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Panavia F 2.0	5	~ 1,5 mm
Cytec 2	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Panavia F 2.0	5	~ 1,8 mm
Cytec 3	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Panavia F 2.0	7,5	~ 1,5 mm
Cytec 4	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Panavia F 2.0	7,5	~ 1,8 mm
Cytec 5	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Calibra	5	1,5
Cytec 6	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Calibra	5	1,8

Cytec 7	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Calibra	7,5	1,5
Cytec 8	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Calibra	7,5	1,8
Cytec GIZ	Cytec-Stift (Hahnenkratt), befestigt mit Ketac Cem	7,5	1,8

4.2.1.1 Das Stiftsystem DT Light Post (VDW)

Der DT Light-Stift (VDW, München/Deutschland) hat eine glatte Stiftoberfläche und ist für eine verbesserte Verbundhaftung schon durch den Hersteller mit Silan beschichtet.

Die Oberfläche des DT-Stiftes wird in einer PVD-Anlage silikatisiert, silanisiert und anschließend im Tauchverfahren mit einer transparenten, vorwiegend aus MMA bestehenden Schutzschicht abgedeckt [Markopoulou et al. 2009]. So soll verhindert werden, dass die Oberfläche vor dem Kontakt mit einem Adhäsiv kontaminiert oder deaktiviert wird (PVD-Beschichtung) [Edelhoff 2006].

Die Fasern beider Stiftsysteme sind dicht gepackt in der Stiftachse ausgerichtet; im Fall der DT-Stifte sind Quarzfasern in einer Epoxidharzmatrix eingelagert, die etwa 75 Gew.-% des gesamten Stiftes ausmachen, das Faser zu Matrixgewicht beträgt 3:1 [Edelhoff et al. 2006]. Die Quarzfasern im DT-Stift sind 14 µm dick [Edelhoff et al. 2006].

Die DT-Quarzfaserstifte sind in 4 Größen (Größe 0 - 3) erhältlich. Sie sind im Double-Taper-Design (DT) konstruiert, was eine zweifache Konizität bedeutet. Das untere Drittel der Stifte ist weniger konisch: In den ersten 4 mm beträgt die Konizitätssteigerung 2 %, darüber 6 % für Größe 1 und 8 % für Größe 2. Durch die doppelte Konizität wird einerseits angestrebt, die anatomische Kanalform nachzuempfinden, andererseits soll die Retention durch weniger Konizität im unteren Stiftdrittel verstärkt werden (siehe Abb. 3).

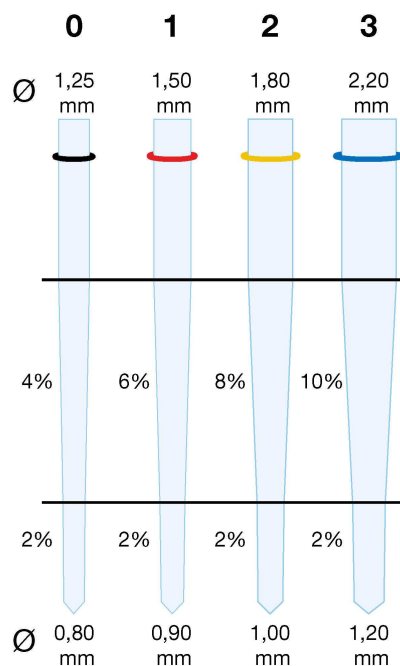


Abb. 3: Herstellerangaben zum DT-Stiftsystem [Mit freundlicher Genehmigung der Fa. VDW].

Tab. 5: Größeneinteilung des DT-Stiftsystems.

Größenangebot	1	2	3	4
Ø zervikal [mm]	1,25	1,5	1,8	2,2
Ø apikal [mm]	0,8	0,9	1,0	1,2
Länge [mm]	20,00	20,00	20,00	20,00

[Mit freundlicher Genehmigung der Fa. VDW.]

Die Stifte des DT-Systems sind transluzent und röntgenopak. Ihre Länge beträgt jeweils 20 mm. Relevant für die Untersuchungen sind die genauen Mantelflächen der getesteten Stiftoberflächen in den geprüften Einsetztiefen. Aus diesem Grund wurden diese Flächen mit einem CAD-Programm (durch Fa. Hahnenkratt) bemessen. Die ermittelten Werte sind in Tabelle 6 angegeben.

Tab. 6: Mittels CAD-Programm errechnete Mantelflächen der DT-Stifte.

	DT-Stift, Größe 1, Ø 1,5 mm		DT –Light-Stift, Größe 2, Ø 1,8 mm	
Einsetztiefe [mm]	5	7,5	5	7,5
Mantelfläche [mm ²]	14,33	22,87	16,09	25,79

[Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Hahnenkratt]. Hinweise: Die Stirnfläche des Stifts an der Spitze wird in der Mantelfläche mit berücksichtigt. Die Schnittfläche auf Höhe der Einsetztiefe wird in der Mantelfläche nicht berücksichtigt.

4.2.1.2 Cytec-Stiftsystem

Die Cytec-Stifte der Firma Hahnenkratt sind röntgensichtbar und lichtdurchlässig. Die Stiftfarbe ist weiß-opak. Sie sind ebenfalls 20 mm lang und zylindrokonisch geformt: Der Kopfbereich ist zylindrisch und der apikale Bereich konisch geformt. Die Stiftoberfläche ist mit spiralförmig verlaufenden Retentionen versehen (siehe Abb. 4). Den Herstellerangaben zufolge optimieren diese Makroretentionen die Retention nach der adhäsiven Befestigung mit Kompositen und wirkt Rotationskräften entgegen. Zudem sollen sie eine Dekompression des Befestigungsmaterials bei der Stiftsetzung bewirken.



Abb. 4: Cytec-Stift mit Makroretentionen [Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Hahnenkratt].

Die Tab. 7 gibt einen Überblick über die Größeneinteilung der Cytec-Stifte, in Tab. 8 sind die Mantelflächen aufgestellt.

Tab. 7: Größeneinteilung des Cytec-Stiftsystems.

Größenangebot	1	2	3	4
Ø zervikal [mm]	1,2	1,46	1,86	2,2
Ø apikal [mm]	0,65	0,83	1,03	1,23
Länge [mm]	20,00	20,00	20,00	20,00

[Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Hahnenkratt.]

Tab. 8: Mittels CAD-Programm errechnete Mantelflächen des Cytec-Stiftsystems.

	Cytec-Stift, Größe 2, Ø 1,46 mm		Cytec-Stift, Größe 3, Ø 1,86 mm	
Einsetztiefe [mm]	5	7,5	5	7,5
mit Retentionen [mm ²]	18,86	30,41	22,37	36,97

[Mit freundlicher Genehmigung der Fa. Hahnenkratt]. Hinweis: Die Stirnfläche des Stifts an der Spitze wird in der Mantelfläche mit berücksichtigt. Die Schnittfläche auf Höhe der Einsetztiefe wird in der Mantelfläche nicht berücksichtigt.

4.2.1.3 Die Stiftsysteme im Vergleich

Zusammenfassend eine Gegenüberstellung beider Stiftsysteme in Bezug auf ihre Materialdaten.

Tab. 9: Materialdaten der Stiftsysteme DT und Cytec [Herstellerangaben].

Materialdaten	DT-SYSTEM	CYTEC-SYSTEM
Material	quartzfaserverstärkter Komposit	glasfaserverstärkter Komposit
Stiftdesign	Doppelkonus	Zylindrokönisch
Konvergenzwinkel	0° / 3.18° / 1.45° (taper 0,06 / 0,02)	k. A.
Faserdurchmesser	14 µm	9 µm
Faseranteil	75 m %	77 m%
Matrixanteil	25 m %	23 m%
Faservolumen	60 %	63 %
Biegefestigkeit E-Modul	1600 Mpa 15 GPa (30° Winkel zur Achse)	1678 MPa* 15 GPa
Verbund Faser/Harz	Silan	Silan

*Nach EN ISO 178

4.2.2 Glasionomerzement

Glasionomerzement, kurz auch GIZ genannt, wird weniger häufig verwendet, um FRC-Stifte zu befestigen. Ihre Verwendung liegt im Bereich der Füllungstherapie oder der definitiven Befestigung von metallunterstützten Restaurationen [Hellwig et al. 2007]. Die Bestandteile des Ketac Cem Aplicap sind in Tabelle 10 aufgeführt. Ketac Cem ist ein Glasionomer-Befestigungszement in Pulver oder Flüssigkeitsform. Dieser GIZ ist als Handmischvariante (Ketac Cem radiopaque und Ketac Cem µ) und in Kapseln (Ketac Cem Aplicap und Ketac Cem Maxicap) erhältlich [Produkt Dossier Fa. 3M Espe]. Ein Glasionomerzement wird aus einem Glaspulver und einer Polyacrylsäure generiert. Das Glas ist radiopak, dadurch ist der Zement röntgensichtbar. Vermischen sich das Zementpulver und die wässrige Lösung der Polycarbonsäure miteinander, findet eine Reaktion zwischen dem basischen Glaspulver und der ungesättigten Säure statt, anschließend bildet sich ein Salzgel. Die im Salzgel stattfindende Säure-Base-Reaktion führt zur bindenden Matrix. Wasser ist das Reaktionsmedium und Bestandteil des Salzgels, da es für die Hydratation der gebildeten Metall-Carboxylate notwendig ist. Um das mechanische Verhalten und den Vergleich zu den zwei Kompositen zu evaluieren, wurden in diesem Testverfahrens im Vorversuch zwei Testgruppen mit Ketac Cem durchgeführt.

Tab. 10: Bestandteile des Ketac Cem Aplicap.

Hersteller	Inhaltsstoffe	Abbindereaktion
3M ESPE	Pulver: Glaspulver, Pigmente, Konservierungsstoffe	Säure-Basen-Reaktion entsteht nachdem Wasser abgebunden wurde und eine Matrix, so genanntes Salzgel, gebildet wurde
	Flüssigkeit: Polycarbonsäure, Weinsäure, Wasser	

[Mit freundlicher Genehmigung der Fa. 3M Espe.]

4.2.3 Befestigungskomposite

Die FRC-Stifte wurden jeweils mit den Befestigungskompositen in einen vorpräparierten Kanal eingesetzt. Die verwendeten Befestigungskomposite waren Calibra (Dentsply, München/Deutschland) und Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Tokyo/Japan). Beide Komposite sind dualhärtend, transparent und röntgensichtbar. Für eine verbesserte Benetzbarkeit wurden darüber hinaus die im Folgenden beschriebenen Adhäsive verwendet [Worm et al. 2009].

Zusätzlich wird der Glasionomerzement beschrieben, da er im Vorversuch der Haftkraft der Befestigungskomposite gegenübergestellt wird.

4.2.3.1 Panavia F 2.0 plus ED Primer II

Bei Panavia F 2.0 handelt es sich um ein dualhärtendes Komposit auf Bis-GMA-Basis, das durch ein phosphathaltiges Monomer modifiziert ist. Die Adhäsion basiert auf dem Monomer MDP (10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat). Das MDP enthält eine hydrophile Phosphatgruppe zur Durchführung der sauren Demineralisierung sowie zur Bindung an die Calcium-Ionen und Aminogruppen der Zahnhartsubstanz [Schulze 2008]. Des Weiteren enthält es eine hydrophobe Alkylgruppe zur Erhaltung eines ausgewogenen Gleichgewichts zwischen Hydrophobie und Hydrophilie sowie eine endständige Doppelbindung zur Polymerisation. MDP besitzt eine chemische Affinität zu FRC-Materialien [Bitter et al. 2006a; Boschian-Pest et al. 2002]. Es härtet durch den unter Sauerstoffausschluss chemisch aktivierten Katalysator und über einen lichtinduzierten Katalysator aus.

Panavia F 2.0 benötigt ein anaerobes Milieu, um abzubinden. Dazu ist es notwendig, einen Sauerstoffinhibitor, hier das Oxyguard II®, einzusetzen. Bei Kontakt zwischen zwei Flächen härtet das Material im anaeroben Bereich innerhalb von 60 s aus [Schulze 2008]. Der Randbereich, der in Kontakt zum Sauerstoff steht, soll durch das Auftragen des

Sauerstoffblockers Oxyguard II® oder durch Lichthärtung (konventionell oder mit LED) polymerisiert werden.

Panavia F 2.0 besteht aus den Komponenten A und B, welche im Verhältnis 1:1 angemischt werden. Das Komposit setzt Natriumfluorid-Ionen frei, die Menge der freigesetzten Fluorid-Ionen entspricht jedoch nur 1/7 derjenigen von Glasionomernzementen [Yoda et al. 2006]. Das Material sollte innerhalb von 3 min verarbeitet werden, nach 6 min ist Panavia F 2.0 ausgehärtet.

Die mechanischen Eigenschaften von Panavia F 2.0 werden in Tabelle 11 beschrieben.

Tab. 11: Mechanische Eigenschaften von Panavia F 2.0 [Herstellerangaben].

Filmstärke [µm]	Löslichkeit [µg/mm ³]	Wasseraufnahme [µg/mm ³]	Druckfestigkeit [MPa]	Dichte [g/cm ³]	Füllkörpergröße [µm]
18	1,49	18,7	300	2,2	0,04 – 18

Der saure, selbstkonditionierende ED Primer II des Panavia-Systems enthält ebenfalls das Phosphat-Monomer MDP. Das MDP wird durch die in Panavia F 2.0 enthaltenen Katalysatoren ausgehärtet. Dies soll zur Verstärkung der Adhäsion beitragen.

4.2.2.2 Calibra plus Prime & Bond NT Dual Cure

Calibra (Dentsply, Konstanz/Deutschland) ist ein dualhärtendes Befestigungskomposit, welches in Kombination mit dem Adhäsivsystem Prime & Bond NT Dual Cure (Dentsply, Konstanz/Deutschland) verwendet wird [Prime & Bond NT, Technical Manual, Dentsply DeTrey]. Das Anmischen der Komponenten erfolgt manuell und im Verhältnis 1:1. Zur Polymerisation sind UV- oder Halogenlampen geeignet. Das Material hat eine Verarbeitungszeit von 2,5 min und ist nach 5 min ausgehärtet. In der dualhärtenden Version sind zwei Viskositäten erhältlich. In Tabelle 12 sind die mechanischen Eigenschaften des Komposits dargestellt.

Tab. 12: Mechanische Eigenschaften von Calibra.

Filmstärke [µm]	Löslichkeit [µg/mm ³]	Füllergehalt	Druckfestigkeit [MPa]	E-Modul [GPa]	Füllkörpergröße [µm]
11 - 19*	k. A.	63 Gew.%**	112*	6,8*	1,3 - 1,5**

*Herstellerangaben; **[Huan Lu et al. 2005]

Prime & Bond NT Dual Cure ist ein Adhäsivsystem, das zusammen mit dem Befestigungskomposit Calibra angewendet wird und in Verbindung mit dem Self-Cure-Activator selbstprimierend

und dualhärtend ist – somit Haftvermittler und Adhäsiv in einem. Prime & Bond wird verstärkt durch Nanofüller, die eine Größe von 7 µm haben. Diese sollen in der klinischen Anwendung eine Retention zwischen Zahnhartsubstanz bzw. der Restauration und dem Befestigungskomposit im Nanobereich unterstützen. Zur zusätzlichen chemischen Aushärtung im Wurzelkanal wurde Prime & Bond NT in Kombination mit dem Self-Cure-Aktivator (Dentsply Caulk, Milford/USA) angewendet. Es ist auch möglich, das Prime & Bond ohne den Aktivator mit UV-Licht auszuhärten. Das Adhäsiv besitzt allerdings einen besonders niedrigen pH-Wert (2,7), was zum stärkeren Neutralisieren der Aktivator-Amine im dualhärtenden Komposit führt als bei anderen Adhäsivsystemen [Pfeifer et al. 2003]. Dementsprechend empfiehlt der Hersteller, Prime & Bond NT in der dualhärtenden Version anzuwenden, um eine wesentlich höhere Verbundstärke zu erzielen.

4.2.2.3 Die Adhäsivsysteme im Vergleich

Zum Überblick auch eine Gegenüberstellung der Bestandteile beider Komposite.

Tab. 13: Inhaltsstoffe der verwendeten Adhäsivsysteme.

Komposit	Hersteller	Inhaltsstoffe	Adhäsivsystem	Abbinde- reaktion
PANAVIA F 2.0	Kuraray Co., Ltd., Osaka/Japan	hydrophobe Alkylgruppe, hydrophile Phosphatgruppe, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisierte und kolloidale Kieselerdefüller, Kampherchinon, Bariumglaspulver, Natriumfluoride, Benzoylperoxid, aromatische Natriumsulfinate, Amine	ED Primer Flüssigkeit A und B; Füllstoffe: keine; Lösungsmittel: Wasser	Dualhärtend
CALIBRA	Dentsply, Caulk, Milford/USA	Bis-GMA, ethoxyliertes Bisphenol A Dimethacrylat, TEGDMA, TGDMA, Butylhydroxytoluol, Kampferchinon, 2-Hydroxy-4- methoxybenzophenon, Ethyl-4- dimethyl aminobenzoat, Dihydroxyethyl-p-toluidin, Bariumaluminiumfluoroborosili- kat, hochdisperses Siliciumdioxid, Eisenoxidpigmente, Titandioxid, Benzoylperoxid	Prime&BondNT Dual Cure mit Self-Cure-Activator; Füllstoff: Siliziumdioxid; Lösungsmittel: Aceton	Dualhärtend

4.3 Methoden

4.3.1 Herstellung der artifiziellen Wurzelkanäle

Die Basis für den künstlichen Wurzelkanal ist ein aus Einbettkunststoff – Technovit 4004 – gegossenes Klötzchen. Technovit 4004 ist ein kaltpolymerisierender, transparenter Kunststoff (Heraeus Kulzer, Hanau/Deutschland) auf der Basis von Methylmethacrylat und besteht aus 2 Komponenten (Pulver und Flüssigkeit). Der Kunststoff ist im Mischverhältnis variabel, bei Raumtemperatur wird ein Mischungsverhältnis von 2:1 empfohlen. Das Technovit wird direkt in beide Haltevorrichtungen – die als Form verwendet werden, siehe Abb.9 – gegossen. Nach 4 - 6 min werden die erhärteten Kunststoffblöcke entnommen.

Für die Vorbohrung der Stiftkanäle wurden die Technovitklötzchen auf einem Parallelfräsgerät (Paraskop M Präzisionsfräsgerät, Bego, Bremen/Deutschland) eingespannt (siehe Abb. 5). Zuvor wurde der Technovit- Klotz parallel zur Tischebene aufgelegt. Gegebenenfalls wurde mit Sandpapier ausgeglichen und die Pressfahne entfernt, um unterschiedliche Bohrwinkel zu vermeiden. Die Vorbohrung für beide Stiftsysteme erfolgte mit den zugehörigen Kalibrierbohrern in den Durchmessern 1,5 mm und 1,8 mm und in den zwei Längen 5 und 7,5 mm.



Abb. 5: Ausfräsen des künstlichen Wurzelkanals.

Bei der Bohrung wurde darauf geachtet, dass der Stift im Kanal nur wenig beweglich ist, dies wurde mit der jeweiligen Stiftgröße untersucht.

Anschließend wurden die Kanalwände mit Diamantbohrern angeraut. Die zusätzliche, horizontale Bohrung (als Retention) ist im oberen Bereich des künstlichen Kanals und vor der eigentlichen Kanalbohrung angelegt (siehe Abb.11), mit einem Rosenbohrer von 1 mm Durchmesser.

Nach diesen Vorbereitungen wurden Stifte und Kanalwände mit Alkohol gereinigt (70 Vol.-%), um die Stiftoberfläche zu aktivieren. Beide Stiftsysteme sind nach Herstellerempfehlung konditioniert und mit dem jeweiligen Befestigungskomposit eingesetzt worden.

Für das Einsetzen der Stiftsysteme mit dem Adhäsivsystem ED Primer II und Panavia F 2.0 wurde folgendermaßen vorgegangen: Zuerst wurden die Primer-Flüssigkeiten A und B im Verhältnis 1:1 gemischt. Dann ist der ED-Primer mittels Composibrush (Komira, Offenbach/Deutschland) in den Kanal und auf den Stift aufgetragen worden, um dort 30 s einzuwirken. Der verbliebene Überschuss wurde unmittelbar danach mit Papierspitzen aufgesaugt, vorsichtig mit leichter Druckluft getrocknet und mit der Absauganlage aufgenommen, sodass eine gleichmäßige Primer-Schicht erreicht wurde. Anschließend wurden die Panavia-Pasten A und B ebenfalls im Verhältnis 1:1 zügig angemischt (maximal 20 s). Danach konnte das Pastengemisch auf den Stift und in den Kanal mittels Composibrush aufgetragen werden. Die Stifte wurden in langsamer und pumpender Weise eingesetzt. Die Überschüsse wurden sofort, noch vor dem Aushärten entfernt (siehe Abb. 6), um die Einsetztiefen nicht zu verändern.

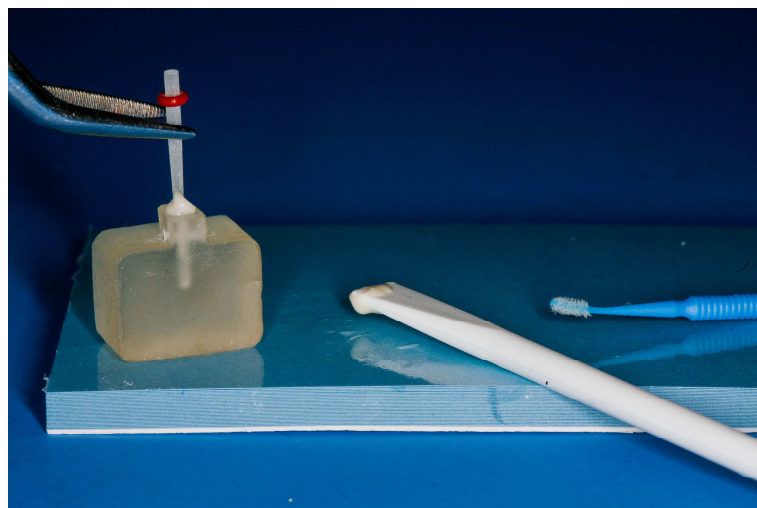


Abb. 6: Einsetzen der Stifte.

Zum Abschluss wurde Oxyguard II® (Kuraray Co., Ltd., Osaka/Japan), der Sauerstoffinhibitor, auf das Befestigungskomposit aufgetragen, 40 s angedrückt und 60 s lichtgehärtet. Die Aushärtung erfolgte mit UV-Licht (UV-Lampe Optilux 501, Kerr/Deutschland) und unter Sauerstoffausschluss.

Für das Befestigen mit dem Calibra-Komposit kam das Adhäsivsystem Prime & Bond NT mit dem Self Cure Activator und Calibra zur Anwendung: Zuerst wurden der Self Cure Activator und das Prime & Bond NT im Verhältnis 1:1 angemischt. Das Adhäsiv wurde mittels Compositbrush 20 s in den Kanal und auf den Stift einmassiert und feucht gehalten. Anschließend ist sofort eine zweite Schicht im gleichen Verfahren aufgetragen worden. Danach wurde das Adhäsiv für 5 s vorsichtig trocken geblasen und gleichzeitig abgesaugt, um wiederum Überschüsse zu entfernen. Nach dem Auftragen sollten die Oberflächen gleichmäßig und glänzend erscheinen. Die Aushärtung erfolgte zusätzlich 10 s mit UV-Licht. Beide FRC-Stifte wurden in gleicher Weise mit dem Komposit Calibra zementiert.

Da die Stifte im apikalen Technovitklötzchen im künstlichen Wurzelkanal 5 oder 7,5 mm tief befestigt sind, wurden die Stifte nun für den Abzugversuch koronal eingebettet. Nachdem das Komposit ausgehärtet war, wurde der koronale Stiftanteil in Technovit angegossen.

Der Ablauf beider Einsatzverfahren ist in der folgenden Abbildung 7 noch einmal gegenübergestellt.

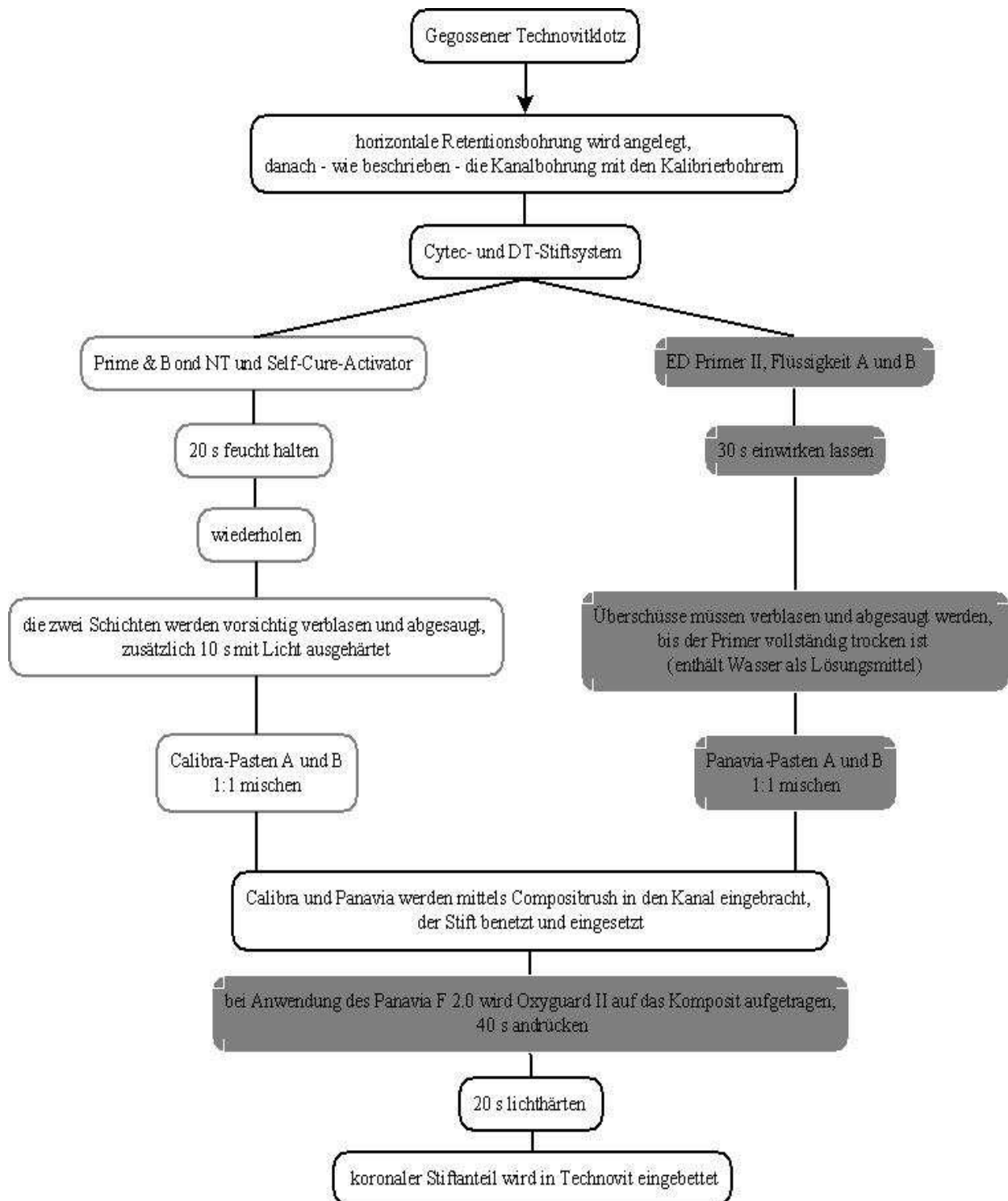


Abb. 7: Ablauf beider Einsetzverfahren.

4.3.3 Durchführung der Abzugsversuche

Um die Verbundfestigkeit bzw. Retention ermitteln zu können, wurden Abzugsversuche durchgeführt. Die Retention verhält sich proportional zur Scherkraft beim Abziehen des Stiftes, daher werden diese später als Kräfte in Newton [N] angegeben.

Die Proben wurden für die Abzugstests in die untere Halterung der Zugvorrichtung (Feinmechanikwerkstatt Charité UKBF, Berlin/Deutschland) eingelegt und die ersten 2,5 mm des Stiftes oberhalb des gedachten Limbus alveolares mit Wachs ausgeblockt. So konnten sich die beiden Technovitklötzchen beim Angießen nicht verbinden. Der obere Anteil der Vorrichtung wurde mit Vaseline isoliert und so positioniert, dass der Stiftkopfbereich mit Technovit 4004 (Heraeus Kulzer, Hanau/Deutschland) in die koronale Form eingebettet werden konnte (siehe Abb. 8). Ein höherer Halt des koronalen Anteils der Proben verglichen mit dem unteren/befestigten Anteil, konnte durch die Konizität beider Stiftsysteme gewährleistet werden.

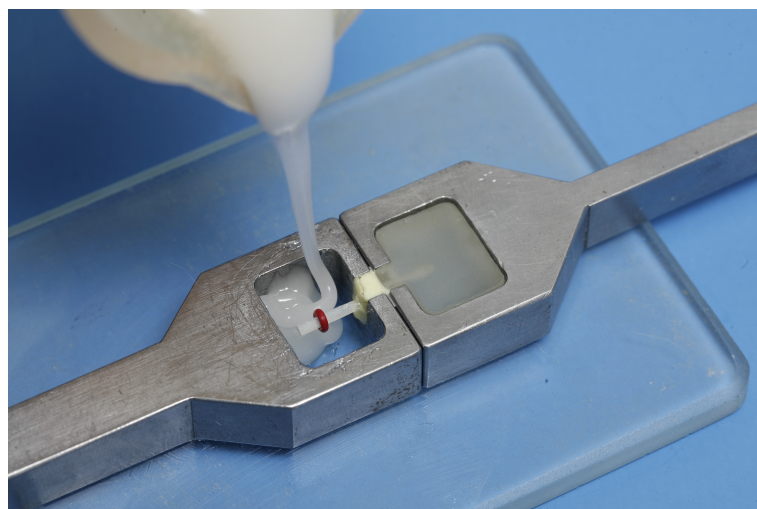


Abb. 8: Einbetten der Probe.

Um die Zugkraft parallel zur Längsachse des Stiftes anzubringen, wurden die Proben in eine Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Ulm/Deutschland) mit einer 2,5 Kn Messdose eingespannt (siehe Abb. 9). Durch die parallele Vorbohrung und durch die Kettenvorrichtung war es möglich, die Stifte annähernd axial aus dem Stiftkanal zu ziehen [Gallo et al. 2002]. Die Proben wurden bis zum vollständigen Kraftabfall (Kraftabschaltsschwelle 100 %), d. h. bis zum Versagen der belasteten Schnittstellen, auf Zug geprüft.

Die Auszugsgeschwindigkeit der Zugkraft betrug 1 mm/min. Diese Geschwindigkeit orientierte sich an anderen Abzugs- und Scherkraftversuchen [Wrbas et al. 2007b; Wrbas et al. 2006; Aksornmuang et al. 2004]. Die Retentionskraft wurde in Newton ausgedrückt.

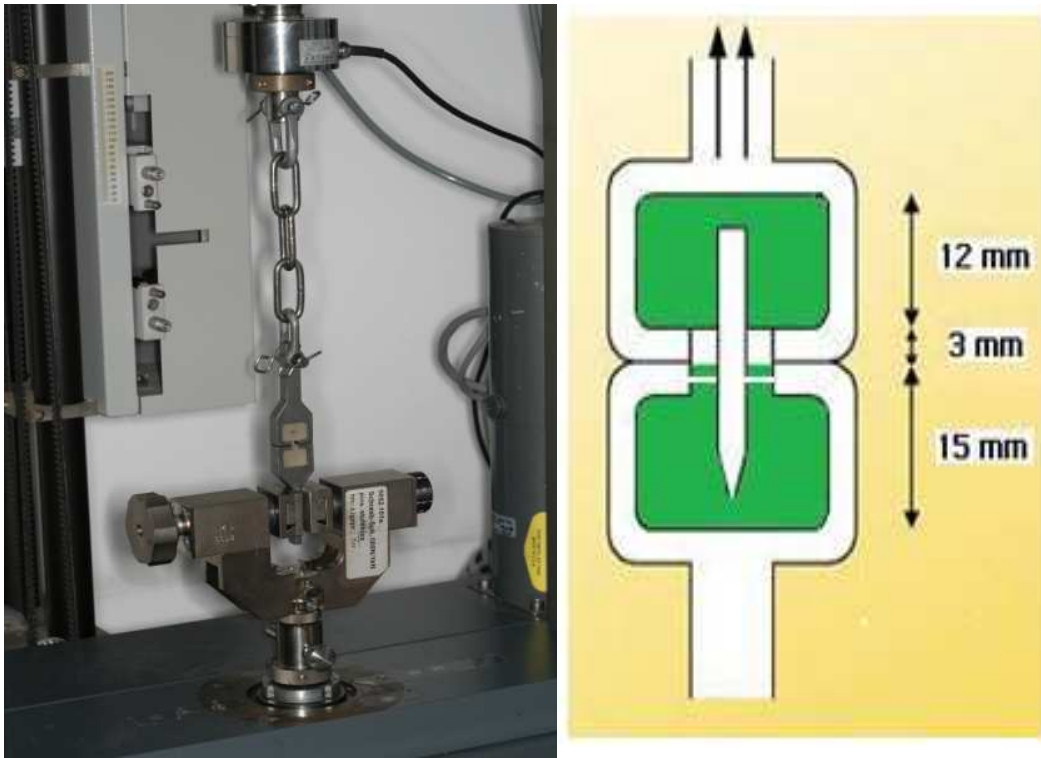


Abb. 9 links: Versuchsaufbau; Abb. 10 rechts: Abmessung der Zugvorrichtung mit Probe.

Anschließend wurden die Ergebnisse mit der Software V 9.0 Test Xpert (Zwick/Roell, Ulm/Deutschland) ausgewertet.

4.4 Statistische Auswertung

Die Anzahl der Proben lag bei 15 für jede Testgruppe. Verglichen wurden alle Testgruppen mit dem Mann-Whitney-Test. Dieser – auch Mann-Whitney-U-Test oder U-Test genannt – ist ein nicht-parametrischer statistischer Test, der dazu dient, die Signifikanz in der Übereinstimmung zweier Verteilungen zu überprüfen, also festzustellen, ob zwei unabhängige Verteilungen A und B zu derselben Grundgesamtheit gehören.

Die Nullhypothese besagt dabei, dass es keinen Unterschied zwischen den Verteilungen gibt ($A = B$). Zur grafischen Darstellung der Datenverteilung wurden Boxplotdarstellungen verwendet, da sie schnell einen Eindruck darüber vermittelt, in welchem Bereich die Daten liegen und wie sie sich über diesen Bereich verteilen. Im Gegensatz zum Histogramm ermöglicht das Boxplot auch die Darstellung von Ausreißer- und Median-Werten.

Die Bonferroni-Korrektur ($p < 0,05/16$; 16 = Anzahl der Versuchsgruppen) wurde durchgeführt, um die Irrtumswahrscheinlichkeit anzupassen. Die Höhe der statistischen Signifikanz wurde dadurch auf 0,0031 herabgesenkt.

4.4.1 Vergleich der Abzugskräfte bezogen auf die Haftfläche

Die Zuglast wurde in N ermittelt. Um anschließend einen Vergleich der Haftwerte – bezogen auf die Haftfläche – zu ermöglichen, wurden die ermittelten Abzugskräfte in MPa umgerechnet ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ Million Pa} = 1 \text{ N/mm}^2$). Diese Umrechnung ermöglicht eine Vergleichbarkeit mit den häufig durchgeführten Ausstoßtests (Push-out-Tests).

4.4.2 Optische Untersuchung

Repräsentative Proben (die maximale und minimale Auszugskräfte erreichten) wurden unter Wasserkühlung aufgesägt (Low Speed Saw, Buehler, Düsseldorf/Deutschland), um eine mikroskopische Analyse durchzuführen. Unter Vergrößerung konnte die an den Stiftoberflächen verbliebene Zementschicht und die Wandungen der artifiziellen Kanäle inspiziert werden. So war es möglich, den Bruchmodus zwischen den Stiften und Befestigungszementen (adhäsiv, kohäsiv oder gemischt) auch visuell zu beurteilen.

Diese optische Untersuchung wurde mithilfe eines Stereomikroskopes (Stemi Typ SV11, Zeiss, Göttingen/Deutschland) durchgeführt, mit Zoom 0,6 und Objektiv 1. Die Aufnahmen wurden mit einer Videokamera aufgenommen (Colour Video Camera TK-1070E, JVC, Yokohama/Japan).

Die Abbildungen 11 und 12 zeigen die Schnittstellen zwischen FRC-Stift und Komposit.

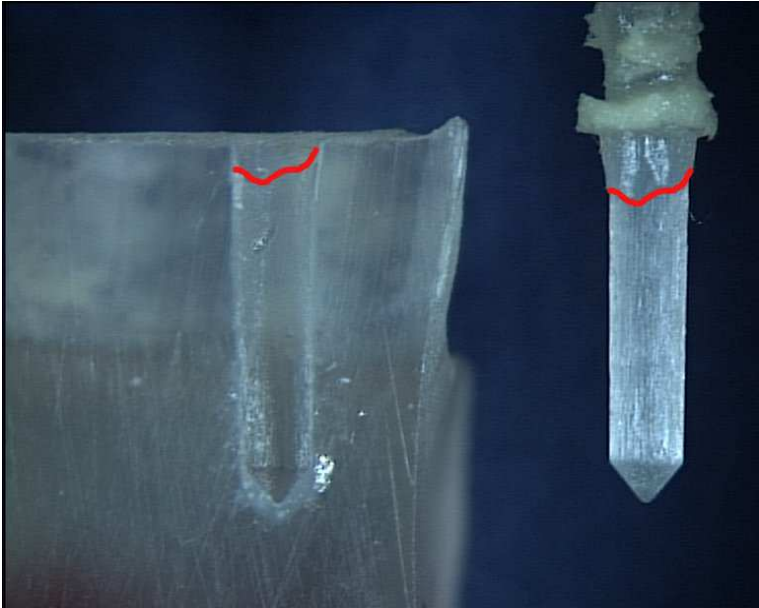


Abb. 11: DT-Stift nach Abzug.

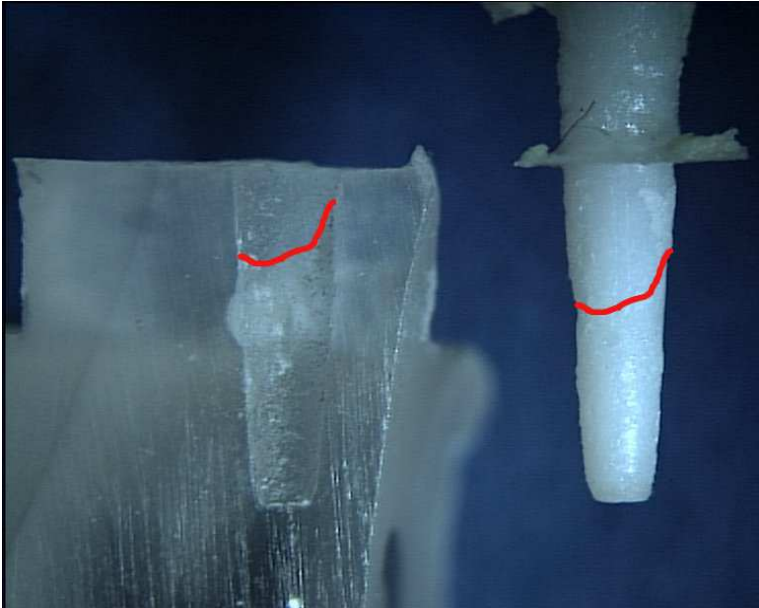




Abb. 12: Cytec-Stift nach Abzug 1.

5 ERGEBNISSE

5.1 Darstellung der Abzugswerte für die Vorversuche mit GIZ

Die statistische Auswertung der Vorversuche mit GIZ ergab, dass der Cytec-Stift in Kombination mit dem GIZ signifikant höhere Retentionswerte erzielte.

Tab. 15: Messwerte der Vorversuche mit GIZ [N].

Gruppen	 Cytec GIZ Ø 1,8 / L 7,5 mm	 DT GIZ Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median	188	37,6
Maximalwert	293	112
Minimalwert	119	6

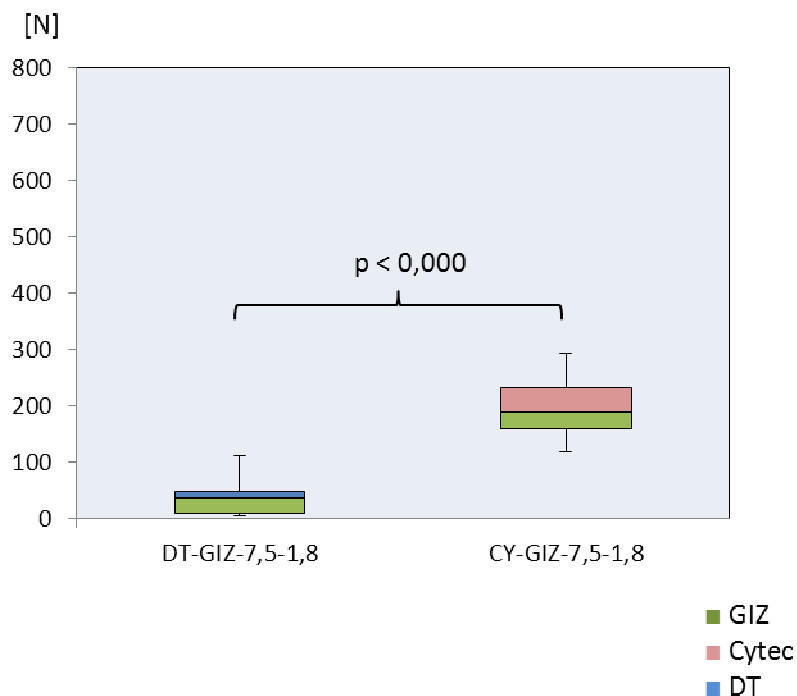










Abb. 13: Einfluss des GIZ als Befestigungsmaterial auf die Retention des DT- und Cytec-Stiftes.

5.2 Darstellung der Abzugswerte für alle Testgruppen





Tab. 16: Messwerte des DT-Stiftes [N] mit Calibra als Befestigungskomposit.

Gruppen				
	DT 1 Ø 1,5 / L 5 mm	DT 2 Ø 1,8 / L 5 mm	DT 3 Ø 1,5 / L 7,5 mm	DT 4 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median	291	288	280	357
Maximalwert	368	394	537	416
Minimalwert	231	203	225	264





Tab. 17: Messwerte des DT-Stiftes [N] mit Panavia als Befestigungskomposit.

Gruppen				
	DT 5 Ø 1,5 / L 5 mm	DT 6 Ø 1,8 / L 5 mm	DT 7 Ø 1,5 / L 7,5 mm	DT 8 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median	135	143	138	222
Maximalwert	192	218	213	285
Minimalwert	86	113	106	179

Tab. 18: Messwerte des Cytec-Stiftes in [N] mit Calibra als Befestigungskomposit.

Gruppen				
	Cytec 5 Ø 1,5 / L 5 mm	Cytec 6 Ø 1,8 / L 5 mm	Cytec 7 Ø 1,5 / L 7,5 mm	Cytec 8 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median	241	264	413	422
Maximalwert	323	338	475	507
Minimalwert	201	200	315	321
Standardabweichung	29,24	40,92	53,31	65,34

Tab. 19: Messwerte des Cytec-Stiftes in [N] mit Panavia als Befestigungskomposit.

Gruppen				
	Cytec 1 Ø 1,5 / L 5 mm	Cytec 2 Ø 1,8 / L 5 mm	Cytec 3 Ø 1,5 / L 7,5 mm	Cytec 4 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median	332	398	367	450
Maximalwert	379	707	498	625
Minimalwert	228	340	302	47
Standardabweichung	49,91	83,78	61,66	155,62

5.3 Einfluss der Faktoren Stiftmaterial, Durchmesser, Einsetztiefe und Komposit auf die Retention

Tab. 20: Signifikanzwerte der Faktoren Durchmesser, Einsetztiefe, Komposit und Stiftmaterial.

Faktor	Signifikanz
Durchmesser (1,5 mm / 1,8 mm)	,0000000690
Einsetztiefe (5 mm / 7,5 mm)	,0001233323
Komposit (Calibra / Panavia)	,0262662625
Stiftmaterial (DT-Stift / Cytec-Stift)	,0000000000
Durchmesser / Einsetztiefe	,8181018752
Durchmesser / Komposit	,8801349845
Durchmesser / Stift	,0029142857
Einsetztiefe / Komposit	,8311338223
Einsetztiefe / Stift	,5801543297
Komposit / Stift	,0000002774
Durchmesser / Länge Einsetztiefe / Komposit	,7712828962
Durchmesser / Einsetztiefe / Stift	,0102773495
Durchmesser / Komposit / Stift	,1743319210
Einsetztiefe / Komposit / Stift	,9738087666
Durchmesser / Einsetztiefe / Komposit / Stift	,6402610483

Die Retention zwischen FRC-Stiften und Befestigungskomposit wurde signifikant durch den Durchmesser ($p < 0,003$), die Einsetztiefe ($p < 0,003$) und das Stiftmaterial ($p < 0,003$) beeinflusst (siehe Tab. 20).

Aus den Signifikanzwerten in Tabelle 20 ist ersichtlich, dass das Stiftmaterial den größten Einfluss auf die Retention hat. Durchmesser und Einsetztiefe beeinflussten die Retention signifikant, jedoch weniger stark. Der Befestigungskomposit hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Abzugskraft. Allerdings beeinflussten die Kombinationen von Befestigungskomposit/Stiftmaterial und Durchmesser/Stiftmaterial die Retention signifikant ($p < 0,003$).

5.4 Einfluss des Stift-Durchmessers beider FRC-Stifte auf die Retention

In den hier folgenden Abbildungen 14 und 15 wird dargestellt, wie stark sich die Retention bei den Stiftsystemen bei gleichbleibender Einsetztiefe und variierendem Durchmesser verändert.

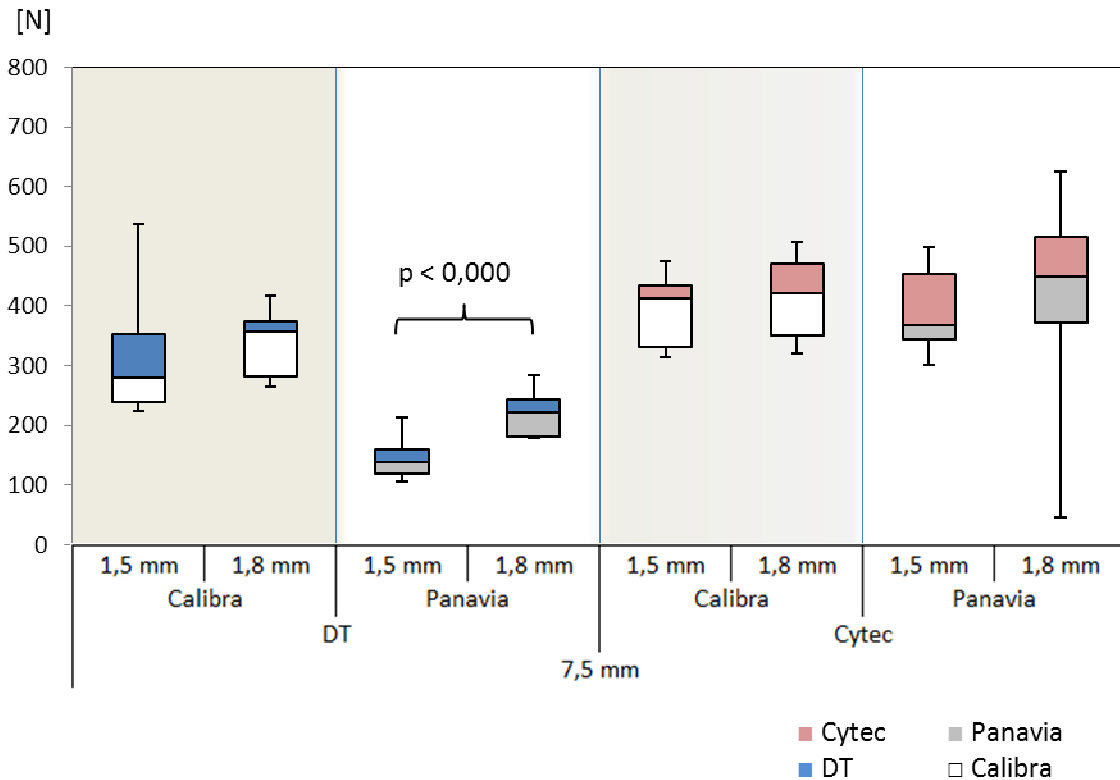


Abb. 14: Einfluss des veränderten Durchmessers auf die Retention bei 7,5 mm Einsetztiefe.

Es stellte sich bei diesem Vergleich heraus, dass die beiden DT-Testgruppen bei der Einsetztiefe von 7,5 mm als einzige auf den vergrößerten Durchmesser mit einer höheren Retention reagierten. Die DT-Testgruppe mit 7,5 mm Einsetztiefe und 1,8 mm Durchmesser besitzt die größte Oberfläche. Innerhalb der anderen Stiftgruppen wurden keine signifikant höheren Abzugskräfte durch einen größeren Stift-Durchmesser bei 7,5 mm Einsetztiefe erreicht.

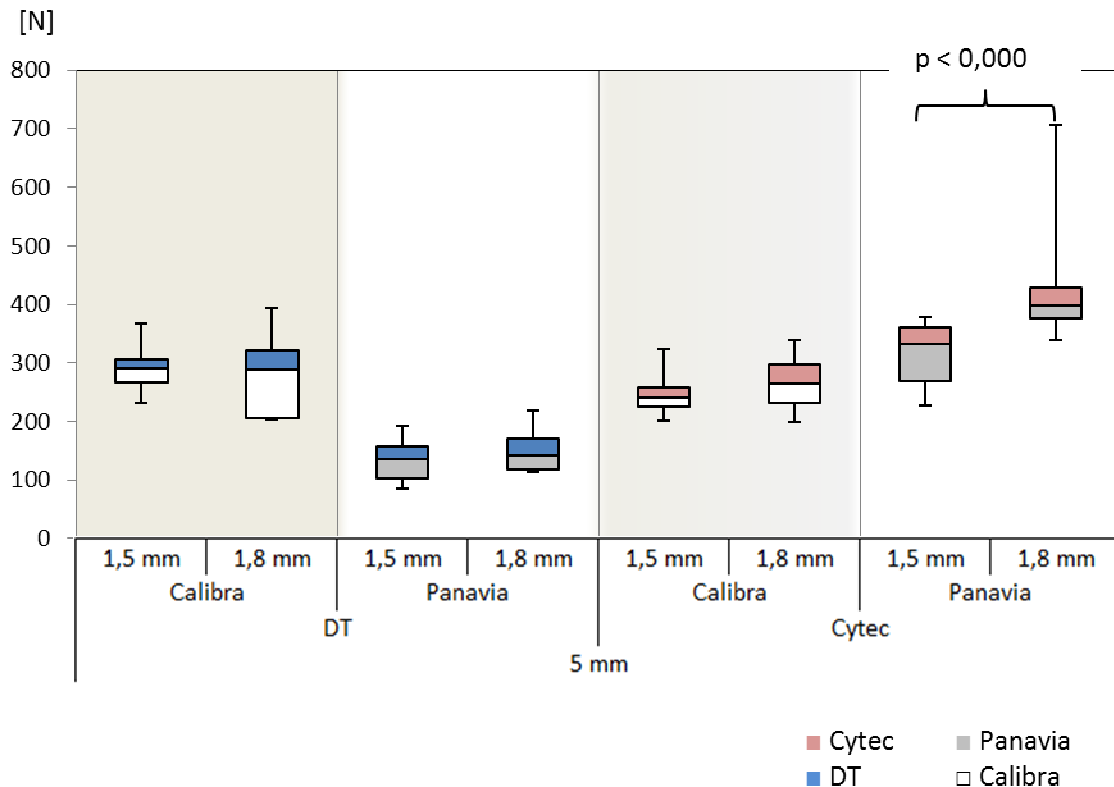


Abb. 15: Einfluss des veränderten Durchmessers auf die Retention bei 5 mm Einsetztiefe.

Bei geringer Einsetztiefe (5 mm) reagierte die Kombination Cytecstift und Panavia auf einen gesteigerten Durchmesser mit signifikant erhöhter Retention. Die Kombination Cytec und Calibra reagierte nicht signifikant auf den erhöhten Durchmesser. Im DT-Stift-Vergleich wurde ebenfalls keine Steigerung in der Retention durch einen erhöhten Durchmesser weder in Kombination mit Panavia noch Calibra bei geringer Einsetztiefe verzeichnet.

5.5 Einfluss der Stift-Einsetztiefe beider FRC-Stifte auf die Retention

In den hier folgenden Abbildungen 16 und 17 wird dargestellt, wie stark sich die Retention beider Stiftsysteme bei variierender Einsetztiefe unter Berücksichtigung des Stiftdurchmessers verändert.

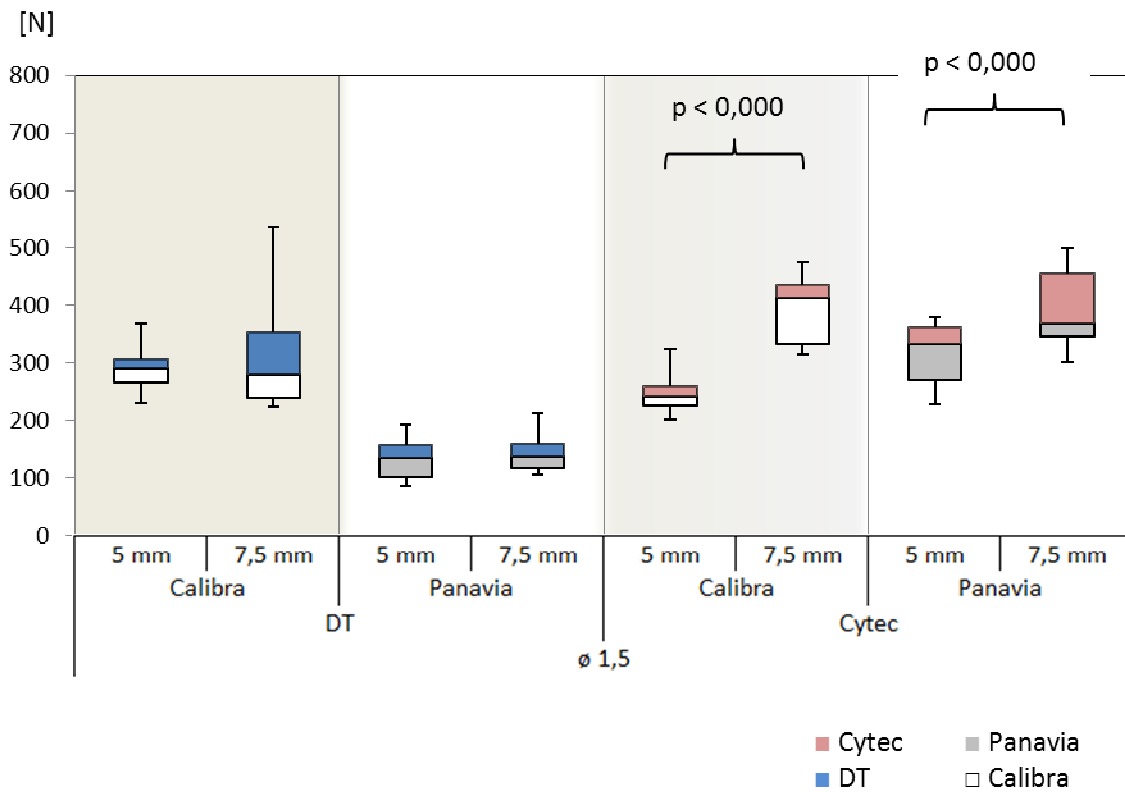


Abb. 16: Einfluss der veränderten Einsetztiefe auf die Retention bei 1,5 mm Durchmesser.

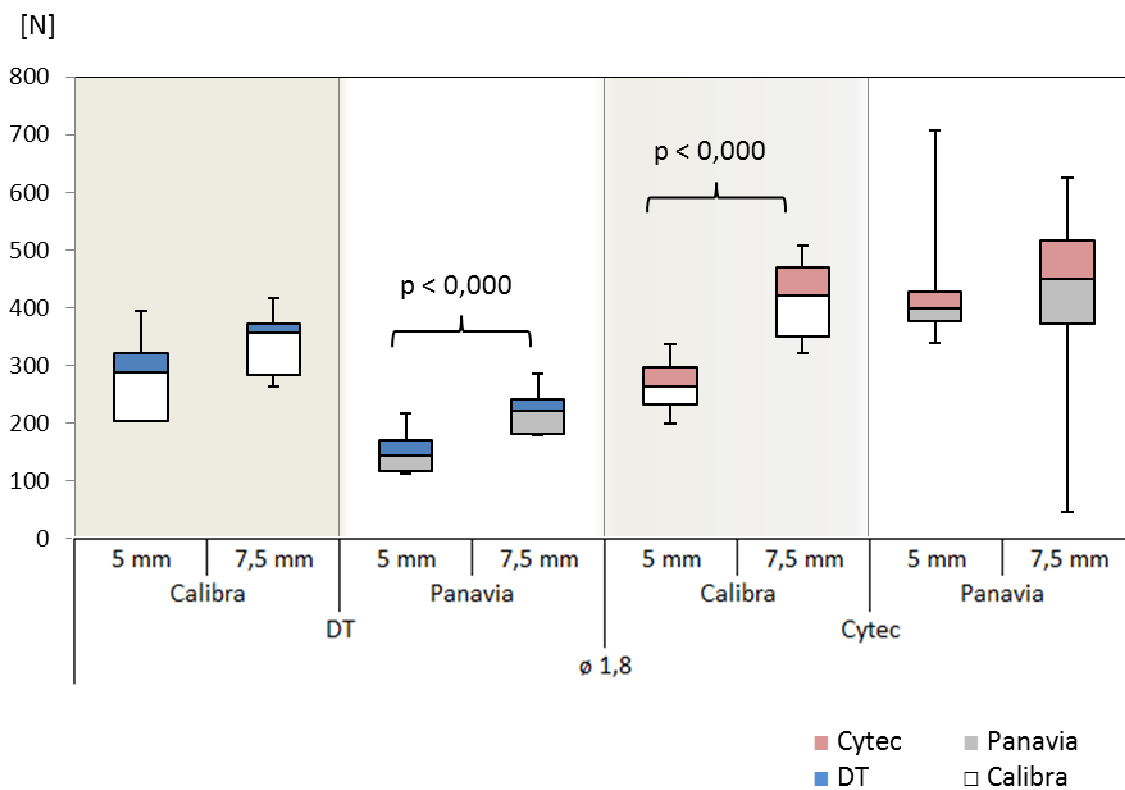


Abb. 17: Einfluss der veränderten Einsetztiefe auf die Retention bei 1,8 mm Durchmesser.

Abhängig von der Stift-Komposit-Kombination wurde innerhalb beider Stiftsysteme die Retention durch die Einsetztiefe beeinflusst.

Keinen signifikanten Unterschied konnte die Einsetztiefe auf die Kombination Befestigungskomposit Panavia und Cytec-Stift bewirken (siehe Abb. 16). Die Kombination Cytec-Stift und Calibra reagierte jedoch auf eine größere Einsetztiefe in beiden Durchmessern. Innerhalb der DT-Panavia-Versuchsgruppe erbrachte eine erhöhte Einsetztiefe generell erst bei gleichzeitig hohem Durchmesser von 1,8 mm (der größten zu erreichenden Oberfläche) eine signifikant erhöhte Abzugskraft (siehe Abb. 17).

5.6 Einfluss unterschiedlicher Stiftoberflächen bzw. Stiftmaterialien auf die Retention

In den hier folgenden Abbildungen 18 und 19 wird dargestellt, wie stark sich die Retention bei variierendem FRC-Stiftmaterial verändert. In Abbildung 18 wird die Befestigung mit dem Calibra-Befestigungskomposit dargestellt, in Abbildung 19 die Befestigung mit Panavia F 2.0.

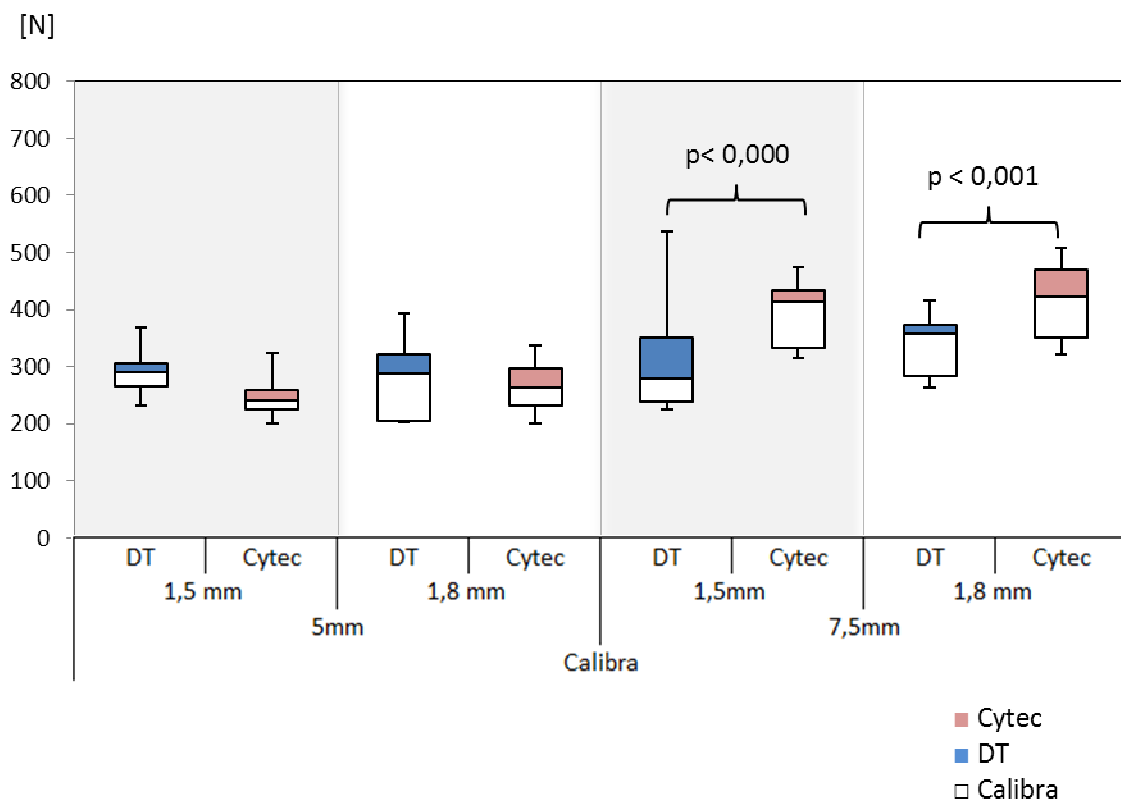


Abb. 18: Einfluss des Stiftmaterials Cytec und DT auf die Retention bei Befestigung mit Calibra.

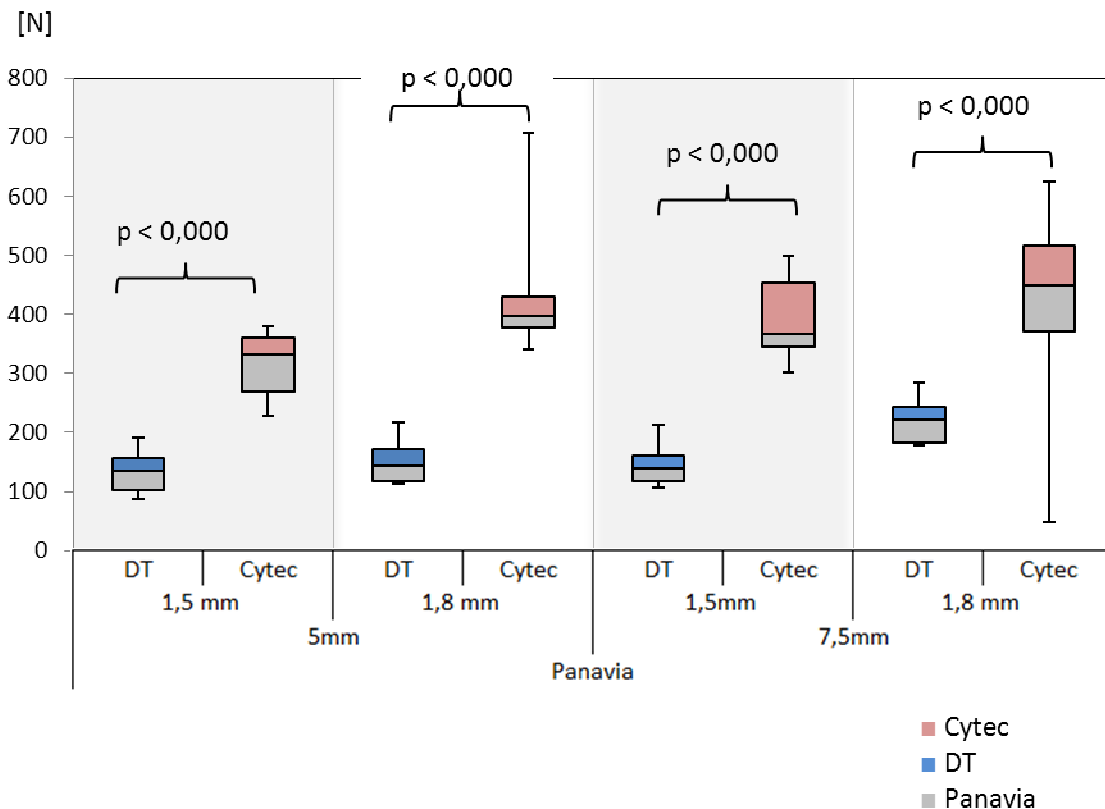


Abb. 19: Einfluss des Stiftmaterials Cytec und DT auf die Retention bei Befestigung mit Panavia.

Der Cytec-Stift erzielte in Kombination mit Panavia, unabhängig von Durchmesser und Einsetztiefe, höhere Retentionswerte als der DT-Stift (siehe Abb. 19). In Kombination mit dem Befestigungskomposit Calibra erzielte der Cytec-Stift bei erhöhter Einsetztiefe von 7,5 mm, unabhängig vom Stiftdurchmesser, signifikant höhere Abzugswerte als der DT-Stift. Die mit Calibra befestigten DT-Stifte erzielten insgesamt gleichmäßigere, aber niedrigere Abzugswerte. Nur im Fall der gesamt kleinsten Stiftoberflächen waren die Unterschiede in der Retention nicht signifikant. Die Oberfläche fällt möglicherweise dabei zu gering aus, um die Retention signifikant messbar zu steigern.

5.7 Einfluss der Befestigungskomposite auf die Retention

In den folgenden Abbildungen wird dargestellt, wie die Retention durch die Befestigungskomposite beeinflusst wird.

Der Cytec-Stift erzielte signifikant höhere Retentionswerte im Vergleich zum glatten DT-Stift (siehe Abb. 20 und 21). Diese waren unabhängig von den verschiedenen Materialkombinationen.

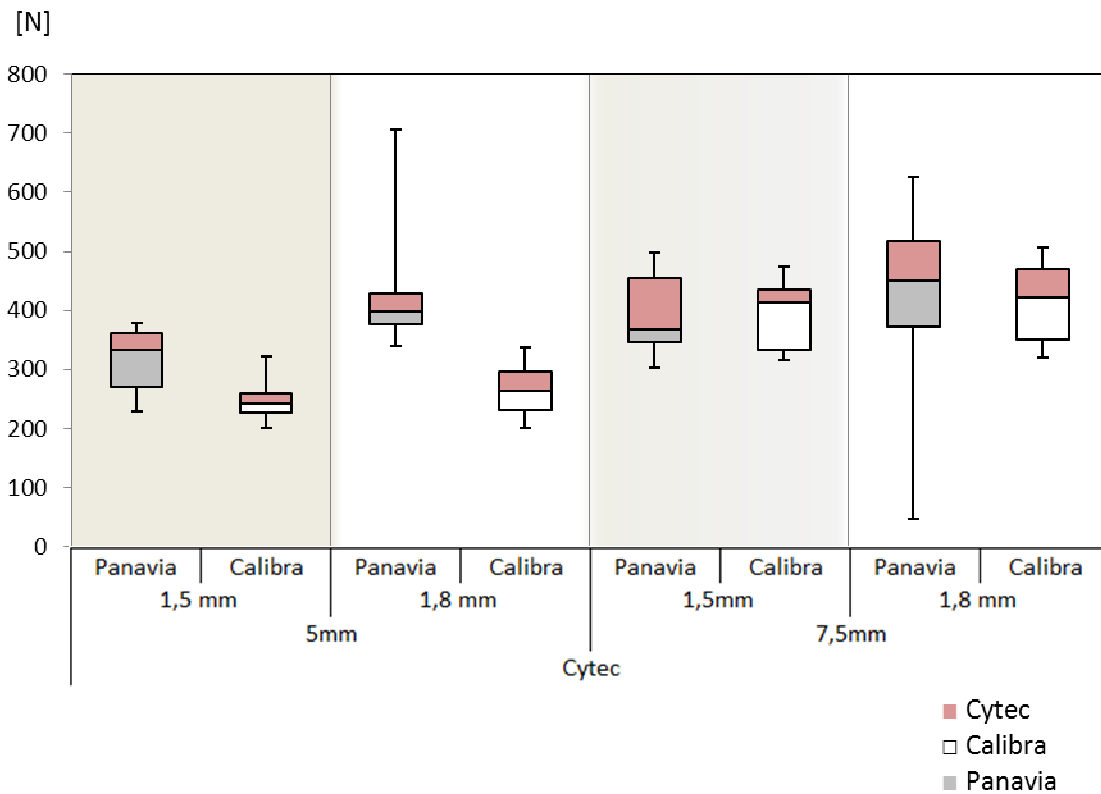


Abb. 20: Einfluss der Komposite Calibra und Panavia auf die Retention des Cytec-Stiftes.

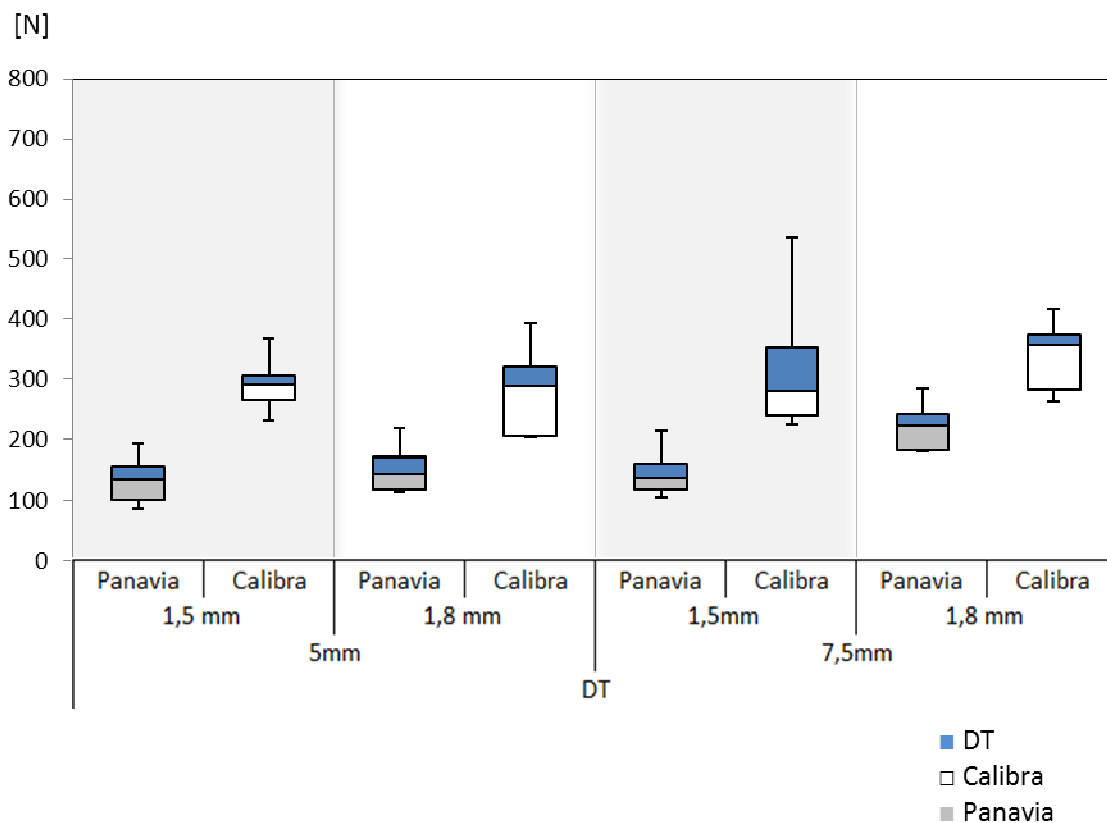


Abb. 21: Einfluss der Komposite Calibra und Panavia auf die Retention des DT-Stiftes.

Beide Befestigungskomposite zeigten keine signifikanten Veränderungen bei den gemessenen Abzugswerten. Tendenziell scheint der Calibra-Befestigungskomposit einen geringeren Durchmesser und Einsetztiefe auszugleichen, diese Werte befinden sich jedoch unterhalb des Signifikanzniveaus.

5.8 Statistische Auswertungen bezogen auf die Stiftfläche

Die Minimal-, Maximal- und Median-Retentionswerte aller untersuchten FRC-Stifte sind unter Berücksichtigung des FRC-Stiftmaterials, des Durchmessers, der Einsetztiefe sowie der Befestigungskomposite in Tabelle 21 aufgeführt. Die Umrechnung – bezogen auf die Fläche – wurde auf Basis einer CAD-/CAM-Messung der Firma Hahnenkratt durchgeführt.

Tab. 21: Minimal-, Maximal- und Median-Retentionswerte der FRC-Stifte.

Gruppen DT + CA	DT 1 Ø 1,5 / L 5 mm	DT 2 Ø 1,8 / L 5 mm	DT 3 Ø 1,5 / L 7,5 mm	DT 4 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median [MPa]	20,31	17,90	16,11	13,84
Maximum [MPa]	25,68	24,49	23,57	16,13
Minimum [MPa]	16,12	3,36	9,88	10,24
Gruppen Cytec + PA	Cytec 1 Ø 1,5 / L 5 mm	Cytec 2 Ø 1,8 / L 5 mm	Cytec 3 Ø 1,5 / L 7,5 mm	Cytec 4 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median [MPa]	17,60	17,51	12,10	12,17
Maximum [MPa]	20,01	22,10	16,38	16,91
Minimum [MPa]	2,81	15,20	9,93	1,27
Gruppen DT + PA	DT 5 Ø 1,5 / L 5 mm	DT 6 Ø 1,8 / L 5 mm	DT 7 Ø 1,5 / L 7,5 mm	DT 8 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median [MPa]	9,42	9,89	6,06	8,16
Maximum [MPa]	13,40	13,55	9,35	11,05
Minimum [MPa]	6,00	7,02	4,65	6,94
Gruppen Cytec + CA	Cytec 5 Ø 1,5 / L 5 mm	Cytec 6 Ø 1,8 / L 5 mm	Cytec 7 Ø 1,5 / L 7,5 mm	Cytec 8 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Median [MPa]	12,78	11,80	13,58	11,41
Maximum [MPa]	17,13	15,11	15,62	13,71
Minimum [MPa]	10,66	8,94	10,36	8,68

Der DT-Stift hat in Kombination mit dem Calibra-Befestigungskomposit – bezogen auf die Fläche – eine höhere Haftkraft als die anderen Testgruppen erzielt. In Kombination mit dem Befestigungskomposit Panavia hingegen wurden mit dem DT-Stift die geringsten Haftwerte pro Fläche errechnet. Dies verhält sich umgekehrt zum Abzugsversuch, in dem die Variation beider Befestigungskomposite keine signifikant höheren Haftwerte zeigte und der Cytec-Stift, signifikant unabhängig von dem Befestigungskomposit, häufiger höhere Haftwerte aufwies.

5.9 Ergebnisse der optischen Untersuchung

Die exemplarische optische Bruchmodianalyse ergab, dass ein adhäsiver Abriss nur in dem oberen Viertel der Stiftlänge zustande kam. Bei beiden FRC-Stiften wurde im unteren 3/4 der Stiftlänge ein gemischt kohäsiv-adhäsiver Bruch zwischen Technovit und Befestigungskomposit beobachtet.

Tab. 22: Anteil der verbliebenen Menge Befestigungskomposit auf den Stiftoberflächen nach durchgeführtem Abzugstest.

optisch beurteilte Testgruppen	DT 1 Ø 1,4 / L 5 mm	DT 2 Ø 1,4 / L 7,5 mm	HK 1 Ø 1,5 / L 5 mm	HK 4 Ø 1,8 / L 7,5 mm
Menge verbliebenen Befestigungskomposits an Stiftoberflächen (geschätzt)	1/5	1/8	1/3	1/4

6 DISKUSSION

6.1 Methodenkritik

Ziel der vorliegenden *In vitro*-Untersuchung war es, zu prüfen ob und wie die Einsetztiefe, der Stiftdurchmesser, sowie die Beschaffenheit von Stiftoberflächen die Retention von FRC-Stiftsystemen beeinflussen.

Schon bei der Literaturrecherche fiel auf, dass eine große Anzahl von Studien über die biomechanische Analyse von FRC-Stiften und Aufbau-Materialien [Ferrari et al. 2008; Hsu et al. 2009; Naumann et al. 2005b; Okamoto et al. 2008; Schmage et al. 2009; Seefeld et al. 2007; Silva et al. 2009] durchgeführt wurden. Allerdings existieren nur wenige Studien über FRC-Stiftsysteme, die die Auswirkungen unterschiedlicher Einsetztiefen, Durchmesser und Komposite auf die Retention im direkten Vergleich testen. Ziel dieser Untersuchung war es, darzustellen, welcher Faktor die Retention zwischen FRC- Stift und Befestigungskomposit am meisten beeinflusst. Um zu diesem Zweck ein möglichst einheitliches Versuchsdesign zu gewährleisten, wurden artifizielle Wurzelkanäle in dem Einbettkunststoff Technovit 4004 angelegt. Die Bohrung für den artifiziellen Wurzelkanal hätte dafür nicht in einem Einbettkunststoff, sondern auch in einem Befestigungskomposit angebracht werden können. Dies schließt einerseits den Einfluss des Einbettkunststoffes aus, führt aber andererseits zu einem hohen Verbrauch von im Vergleich teurerem Kompositmaterial. Den Versuch mit Zähnen und Kronenrestaurationen durchzuführen, wäre eine aufwändigere Alternative gewesen.

Wäre Dentin ein weiterer zu berücksichtigender Faktor gewesen, hätte es – wie von anderen Untersuchern beschrieben [Bouillaget et al. 2000; Bouillaget et al. 2003; Goracci et al. 2005b; Sahafi et al. 2004b] – eventuell eher zum Adhäsionsverlust zwischen Dentin und Komposit kommen können. Die Retention an der Schnittstelle von FRC-Stift und Komposit und die beeinflussenden Faktoren hätten nicht geprüft werden können, da man noch immer davon ausgeht, dass in der Interaktion von Adhäsivsystemen und Dentin das Wurzeldentin der bestimmende Faktor für den Verbund ist. Ein Fakt ist, dass die Anzahl der Dentintubuli nach apikal abnimmt und proportional dazu die Retention in den apikalen Wurzelregionen [Bitter et al. 2006a; Bouillaget et al. 2003; Kurtz et al. 2003; Mallmann et al. 2007; Ohlmann et al. 2008].

6.1.1 Testverfahren für die Prüfung der Retention

Die in der Forschung am häufigsten durchgeführten Laborstudien über die Retention adhäsiv befestigter FRC-Stiftsysteme sind Ausstoßtests (auch: Push-out-Tests) mit Dentin [Bitter et al. 2006b; Borer et al. 2007; Boschian-Pest et al. 2002; Ferrari et al. 2009; Goracci et al. 2004; Kurtz et al. 2003; Mazzoni et al. 2009] und ohne Dentin [Bitter et al. 2006a; Bitter et al. 2006c; Cheleux et al. 2007] oder Testverfahren den Stiftaufbau betreffend [Artopoulou et al. 2006; Ounsi et al. 2009; Purton and Payne 1996; Wrbas et al. 2007b]. Durch die Geometrie des Testaufbaus wird dabei jedoch nicht nur die adhäsive Verbundstärke getestet, sondern auch Mikroretentionen durch Verkantungen und Friktion. So kann es sein, dass der Verbund, der durch Friktion entsteht, größer ist als der durch den adhäsiven Verbund [Goracci et al. 2005b].

Außerdem hängt die Messung im Ausstoßtest entschieden von der Position des Stanzer-Dornes ab, der vor jedem Testlauf neu positioniert werden muss und parallel zur Kompositfläche aufliegen sollte [Bitter et al. 2006a]. Es ist nie gesichert, ob die Fraktur auch entlang der zu prüfenden Schnittstelle auftritt. Durch den Ausstoßtest kann zwar Material eingespart werden, aber die Integrität des Verbundes von Stiftmaterial und Komposit ist eventuell nicht mehr gegeben [Goracci et al. 2004]. Aus diesen genannten Gründen, wurde der Ausstoßtest in dieser Studie für ungeeignet befunden.

Um die Retention in ihrer Gesamtheit sicher testen zu können, wurde in diesem Versuchsaufbau der Auszugtest – bzw. in der englischen Literatur „pull out test“ – präferiert. Abzugtests, haben den Vorteil, dass sie klinischen Umständen zumindest geringfügig ähnlicher sind.

Klinische Parameter, die die Prognose solcher endodontisch behandelten Zähne zusätzlich beeinflussen, wären die Stellung im Zahnbogen, die Anzahl der benachbarten Zähne, der apikale Status, Zahnhartsubstanzverlust (speziell zervikal der Ferrule-Effekt) sowie die Auswahl der definitiven Restauration [Naumann et al. 2005a].

Damit bleibt der *In-vitro*-Test ein vereinfachendes Modell, weil die Retention von Stiftaufbauten *in vivo* stets von mehreren Schnittstellen abhängig ist. *In-vitro*-Tests haben jedoch den Vorteil, schneller Informationen zu geben als klinische Untersuchungen [Goracci et al. 2007]. *In-vitro*-Untersuchungen sind deshalb bedeutend für den Einsatz neuer Materialien und Techniken und sollten idealerweise als erster Untersuchungsschritt dienen, zur Vorbereitung für weitere Laboruntersuchungen oder klinische Studien.

Klinische Langzeitstudien durchzuführen, gestaltet sich aufwändig, da die Innovationsperiode von neu vorgestellten Materialien immer kürzer wird [Krejci und Lutz 1990]. Klinische Studien kosten vergleichsweise mehr Zeit und finanziellen Aufwand. Vergleicht man *In-vivo*- mit *In-vitro*-Untersuchungen, zeigt sich, dass deren Ergebnisse übereinstimmen können und sich *in vitro* bereits Trends erfassen lassen. So waren z. B. Adhäsivsysteme, die in Laborstudien schlechter abschnitten, auch im klinischen Gebrauch schlechter [Ferrari et al. 2007]. Aus der Summe dieser Gründe wurde für die vorliegende Untersuchung der *in-vitro*- Abzugstest gewählt.

6.1.2 Weitere Einflussfaktoren auf die Retention *in vitro*

Ein Faktor, der die Retention eines adhäsiven Stiftaufbaus beeinflussen kann, ist der Temperaturwechsel. Durch so genanntes Thermocycling wurde die Retention nach einem Jahr simulierter Kau- Funktion, in ähnlich aufgebauten Versuchen negativ beeinflusst [Monticelli et al. 2006a]. Dies wird durch die Langzeitwasserlagerung demonstriert, durch die die Silanverbindung hydrolysiert [Lassila et al. 2004] und die Verbundstärke von Panavia F 2.0 geschwächt wird [Mazzoni et al. 2009].

Es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass mit Thermocycling mehr thermaler Stress simuliert werden kann als in klinischen Situationen vorkommt. *In vivo* können z. B. der umgebene Alveolarknochen und parodontales Gewebe thermale Schwankungen minimieren. Zudem treten *in vivo* Fehler bzw. Verluste von FRC-Stiftrestorationen meist erst nach Jahren der Belastung auf [Mehta und Millar 2008]. Darüber hinaus strebt man klinisch an, den Stift vor, während und nach der Insertion vor Kontamination mit Speichel zu schützen. So wurden bei Wasserlagerungen von Stiften innerhalb von Wurzelkanälen (geschützt) keine Veränderungen der physikalischen Eigenschaften der Stifte festgestellt [Mannocci et al. 2001b].

Aufgrund dessen wurde ein Temperaturwechsel als Einflussfaktor in der vorliegenden Untersuchung ausgeschlossen und auch die Simulation dieses Parameters nicht durchgeführt.

6.1.3 Verwendete Stiftmaterialien: Quartzfaser- und glasfaserverstärkter Komposit

In der Forschung geht man davon aus, dass eine erfolgreiche Vorbehandlung auch von der Faserart abhängig sein kann [Aksornmuang et al. 2004]. In einer Untersuchung von Yenisey und Kulunk wurde mit Ätzungen durch Wasserstoffperoxid vorbehandelt und eine signifikant höhere adhäsive Verbindung zum Komposit durch den Glasfaserstift erzielt [Yenisey and Kulunk 2008]. Eine weitere Untersuchung bestätigte, dass Glasfasern eine höhere Affinität zu Silan und Epoxidharz besitzen als Quartzfasern [Aksornmuang et al. 2004]. Daneben wurden auch durch

silanisierte Quartzfaserstifte ähnlich hohe Verbundstärken erreicht bei gleicher Vorbehandlung [Goracci et al. 2005a].

Die in der Literatur existierenden Untersuchungen sind demnach nicht eindeutig. Konfektionierte Faserstifte wie der hier getestete Cytec-Stift (Fa. Hahnenkratt) und der DT light SL Post (Fa.VDW), die in dieser Studie zur Anwendung kamen, besitzen eine hoch vernetzte Polymer-Matrix. In dieser Matrix kann, aufgrund der hohen Anzahl an Karbondoppelbindungen, kaum eine Polymerisation mit freien Radikalen stattfinden [Lästumaki et al., 2003].

6.1.4 Einfluss der Transluzenz von FRC-Stiften

Die beiden in dieser Studie auf Retention getesteten FRC-Stiftsysteme sind nicht identisch in ihrer Lichtdurchlässigkeit. Mallmann et al. zeigten, dass die verminderte Lichtdurchlässigkeit eines opaken FRC-Stiftsystems die Verbundstärke zum Befestigungskomposit nicht signifikant beeinflusst [Mallmann et al. 2007].

Der Faktor der Lichtdurchlässigkeit ist trotzdem kritisch zu betrachten, da eine geringere Transluzenz von FRC-Stiften sich negativ auf die Härte von dualhärtenden Befestigungskompositen auswirken kann [Radovic et al. 2009] und mit zunehmender Einsetztiefe, hier 5 oder 7,5 mm, auch die Polymerisationstiefe abnimmt [Dos Santos Alves Morgan et al. 2008; Faria e Silva et al. 2007; Reginato et al. 2013]. Um diese Fehlerquelle auszuschließen, wurde in der vorliegenden Untersuchung ein lichtdurchlässiger Einbettkunststoff verwendet.

6.2 Einfluss des Durchmessers auf die Retention

Betrachtet man den Einfluss des Durchmessers beider Stiftsysteme in dieser Untersuchung, fallen die Ergebnisse unterschiedlich aus. So zeigte der DT-Stift in Kombination mit dem Panavia-Komposit als einzige DT-Stift-Kombination erhöhte Retentionswerte bei größeren Durchmessern. Diese gesteigerte Retention trat jedoch nur bei gleichzeitig erhöhter Einsetztiefe von 7,5 mm auf. Demnach ist es wahrscheinlich, dass bei diesem Vergleich die vergrößerte Oberfläche bei sonst glatter Stiftoberfläche als Ursache für die Steigerung der Retention in Frage kommt. Die Materialkombination zwischen dem DT-Stift und dem Panavia-Komposit schnitt in den Abzugstests, verglichen mit den anderen Material-Kombinationen mit geringerer Retention ab. Auch Autoren wie Bitter et al. konnten zeigen, dass für eine Steigerung der Haftwerte die Kombination von Befestigungskomposit und FRC-Stiftmaterial ausschlaggebend ist [Bitter et al. 2006c; Cekic-Nagas et al. 2010; Schmage et al. 2009a; Wrbas et al.2006; Wrbas et al. 2007b]. Erzeugt die Kombination wie in diesem Fall keine hohe Retention, ist denkbar, dass ein größerer

Durchmesser bei hoher Einsetztiefe und damit die vergrößerte Stift-Oberfläche die Retention erhöht.

Bei geringer Einsetztiefe (5mm) ergab sich als einzige Kombination in dieser Einsetztiefe Cytecstift und Panavia-Befestigungskomposit eine signifikant gesteigerte Retention durch einen erhöhten Durchmesser. Da die Querschnitte des Cytec-Stiftes mit ansteigendem Durchmesser ebenso um 0,01 mm zunehmen, ist hier der Grund für die höhere Retention zu suchen.

Im Gegensatz zu den in der vorliegenden Studie erzielten Ergebnissen, ergab sich aus den meisten Literaturquellen jedoch, dass zwar die Stift-Stabilität mit steigendem Durchmesser größer ist, der Durchmesser jedoch keinen Einfluss auf die Retention eines FRC-Stiftes hat [Artopoulou et al. 2006; Love und Purton 1996; Solomon und Osman, 2003]. Ebenso aus sehr frühen [Standlee et al. 1978] und aktuelleren [Nergiz et al. 2002; De Souza Filho et al. 2004] Studien, die Metallstifte und Zink-Phosphat-Zement testeten, zeigte sich, dass der Durchmesser für eine Erhöhung der Retention nicht relevant ist. Leider gibt es bisher insgesamt wenig Forschungsliteratur, die den Einfluss des Durchmessers bei FRC-Stiften auf die Retention beschreibt. Ähnlich fiel das Ergebnis durch eine Ausstoß-Messung aus, in der die Haftwerte zwischen zwei Durchmessern getestet wurden, auch hier konnte kein positiver Einfluss des Durchmessers auf die Haftkraft gemessen werden [Mirmohammadi et al. 2013].

Eine der wenigen Untersuchungen in denen ein positiver Einfluss des Durchmessers auf die Retention gemessen werden konnte, ist die Untersuchung von Gallo et al., deren Untersuchung bezog sich unter anderem auf den FRC-Stiftdurchmesser und konnte zeigen, dass die Retention durch Stiftdurchmesser von 1,25 und 1,5 mm signifikant größer war, als die durch einen 1mm dicken Stift [Gallo et al. 2002]. Auch Izadi untersuchte den DT- Stift mit Panavia F 2.0 befestigt im Abzugstest (auch Pull-out-Test) und eruierte ebenfalls eine Steigerung der Retention proportional zum Durchmesser [Izadi et al. 2013].

Auch in dieser Studie ist ein Einfluss des Stift-Durchmessers signifikant ($p < 0,003$) vorhanden, der vor allem durch die Besonderheiten der Stiftsysteme zu erklären ist, wie z.B. die ansteigende Tiefe der Retentionen im Cytecstift. Ebenso muss der Einfluss der Kombination zwischen den Stiftoberflächen und Befestigungskompositen berücksichtigt werden.

Kritisch für den klinischen Gebrauch ist, dass in einer Behandlung stets die Biegefestigkeit des verwendeten Stiftes mit der Stabilität des Zahnes abgewogen werden muss. Aus diesem Grund sollte die Länge und nicht der Durchmesser eines endodontischen Stiftes erhöht werden, um an Retention zu gewinnen. Durch einen größeren Stiftdurchmesser nimmt die Stabilität der Rest-

zahnsubstanz mehr ab, als durch einen längeren Stiftaufbau [Assif und Gorfil 1994; Schwartz und Robbins 2004; Solomon und Osman, 2003; Standlee et al. 1978].

6.3 Einfluss der Einsetztiefe auf die Retention

Betrachtet man den Einfluss der Einsetztiefe beider Stiftsysteme in dieser Untersuchung, fallen die Ergebnisse unterschiedlich aus. Der DT-Stift mit Panavia-Komposit eingesetzt, verzeichnete eine höhere Retention durch eine größere Einsetztiefe bei gleichzeitig erhöhtem Durchmesser von 1,8 mm. Genau wie im Vergleich beider Durchmesser führte in dieser Kombination (DT-Stift/Panavia) erst die insgesamt größere Stiftoberfläche (Durchmesser: 1.8mm/ Einsetztiefe: 7,5 mm) zu einer erhöhten Retention. In dieser Materialkombination konnte die Retention durch den Durchmesser als auch die Einsetztiefe erhöht werden. Betrachtet man hingegen die Kombination Calibra-Befestigungskomposit/ Cytec-Stift, konnte die Retention unabhängig vom Durchmesser, durch eine größere Einsetztiefe erhöht werden. Sowohl der Durchmesser, als auch die Einsetztiefe haben in dieser Untersuchung einen gegensätzlichen Einfluss auf die Kombination Calibra/ Cytec-Stift.

Durch die veränderte Geometrie bei hoher Einsetztiefe können die Eigenschaften des Calibra-Komposits, wie die Mikrohaftung, die gleitende Retention [Pirani et al. 2005] und die Benetzbarkeit [Worm et al. 2009] die Retention positiv beeinflussen. Anders verhält sich die Retention bei veränderten Durchmessern des Cytec-Stiftes, hier war die Festigkeit des Panavia-Komposits entscheidend für eine hohe Retention, um in den Unterschnitten der Cytecoberfläche bei einsetzender Abzugskraft zu verbleiben. Die Retention zwischen dem FRC-Stiftmaterial und dem Befestigungskomposit wurde in dieser Untersuchung signifikant durch die Einsetztiefe ($p < 0,003$) beeinflusst.

Einige andere Untersuchungen konnten bereits zeigen, dass bei adhäsiv befestigten FRC-Stiften die Retention von der Einsetztiefe abhängig ist [Borer et al. 2007; Braga et al. 2006; Macedo et al. 2010; Macedo et al. 2013]. Die genannten Studien führten allerdings die Versuche im Wurzelkanal durch, so dass andere Faktoren, wie z. B. die gleitende Friktion [Pirani et al. 2005] oder die abschließende Konditionierung und vor allem der adhäsive Verbund zum Wurzelkanal eine Rolle spielten. In diesem Abzugstest ohne den Einfluss von Dentin wurde die Retention zwischen FRC-Stiften und Befestigungskomposit signifikant durch eine größere Einsetztiefe erhöht.

Für die Einsetztiefe von Wurzelstiften konnte in anderen Untersuchungen bereits gezeigt werden, dass durch eine adhäsive Befestigung auch mit kurzen Insertionstiefen eine ausreichende Retention erzielt werden kann, beziehungsweise sogar die Abhängigkeit der Retention von der Einsetztiefe von 5, 8 oder 10 mm durch die adhäsive Befestigung aufgehoben wird [Nissan et al. 2001]. Durch die Anwendung eines Befestigungskomposits ist es möglich, auch bei einer Stiftlänge von 5 mm ausreichende Retention zu erzielen [Borer et al. 2007; Macedo et al. 2013]. Auch Inella untersuchte 2005 unterschiedliche Längen von FRC-Stiften auf ihre Retention, konnte jedoch keinen signifikanten Unterschied evaluieren.

Inella begründete diese Ergebnisse damit, dass die schwächste Schnittstelle in einer FRC- Stiftrestauration, zwischen Dentin und Befestigungskomposit liegt und ohne den Einfluss von Dentin die Retention proportional zur Stift-Einsetztiefe ist. Die Haftkraft zum Wurzel-Dentin ist eine Herausforderung und stellt die schwächste Schnittstelle in einer adhäsiv befestigten FRC-Stiftrestauration dar [Bitter et al 2007; Goracci und Ferrari 2011; Pirani et al. 2005; Ploumaki et al. 2013]. In aktuelleren Studien kann man ein Angleichen dieser Schnittstellen erkennen. Durch die Entwicklung immer effektiverer Methoden das Wurzel-dentin zu konditionieren, kann der Verbund gestärkt werden. Vergleicht man die Werte eines aktuellen Push-out-tests mit konditioniertem Dentin [Bitter et al. 2013], sind sie mit den Werten dieser Studie vergleichbar. Denkbar könnte in zukünftiger Entwicklung ein Wechsel der Haftkraft beider Schnittstellen sein, so dass die Schnittstelle zwischen FRC-Stift und Befestigungskomposit die schwächere ist.

Ein Anhaltspunkt dafür, dass der Einfluss der Stiftlänge auf die Retention nicht aufgehoben ist, sind einige andere Studien, die zeigen konnten, dass auch bei adhäsiver Befestigung im Wurzel-dentin eine größere Einsetztiefe die Retention erhöht [Braga et al. 2006; Borer et al. 2007; Macedo et al. 2010].

6.4. Einfluss der Oberflächenkonfiguration zwei verschiedener FRC-Stiftsysteme auf die Retention

Poskus et al. untersuchten den Einfluss der Wechselwirkungen zwischen einer makroretentiven FRC-Stiftoberfläche, einem chemisch-aushärtenden Befestigungskomposit und Dentin [Poskus et al., 2010]. In seinem Abzugstest konnte keine Steigerung in der Retention durch die makroretentive Stiftoberfläche festgestellt werden. Ein Zusammenhang besteht hier wahrscheinlich darin, dass die Haftkraft zum Wurzel-Dentin die schwächste Schnittstelle in einer adhäsiv befestigten FRC-Stiftrestauration darstellt [Goracci et al. 2011]. Der adhäsive Verbund zum Dentin ist eine Herausforderung für jeden Behandler, außerdem muss zwischen einer vielfältigen Auswahl an

Adhäsivsystemen und finalen Spüllösungen ausgewählt werden [Bitter et al., 2013]. Deren Handhabung erschwerend hinzukommt. Dieses Ergebnis gilt nicht für den Großteil der Literaturangaben. In aktuelleren Studien kann ein Angleichen dieser Schnittstellen erkannt werden. Sodass durch die Entwicklung effektiverer Methoden das Wurzelentzahn zu konditionieren, ein ausreichend starker Haftverbund erreicht werden kann, wie die Push-out-Werte anzeigen [Bitter et al. 2013].

In dieser Studie ergab sich aus den Abzugstests, dass die unterschiedliche Oberflächenkonfiguration der getesteten FRC -Stifte einen signifikanten Einfluss auf die Retention besitzt. Der makroretentive Cytecstift zeigte in der vorliegenden Untersuchung signifikant höhere Retentionswerte, als der glatte silanisierte DT-Stift ($p < 0,003$). Diese Ergebnisse konnten durch die stichprobenartige optische Auswertung, bei der die Mengen des nach Abzugstest verbliebenen Befestigungskomposits auf den Stiftoberflächen festgestellt wurden, bestätigt werden.

Dass eine Oberflächenvergrößerung durch Anrauen einer FRC-Stiftoberfläche eine effektive Methode ist, die Haftkraft zu erhöhen, kann durch vorangegangene Untersuchungen bestätigt werden [Cheleux et al. 2007; Monticelli et al. 2006c; Nergiz et al. 1997; Sahafi et al. 2003; Valandro et al. 2006b; Yenisey and Kulunk 2008]. Vorbehandlungen von FRC-Stiftmaterialien führen zu höheren Retentionswerten, im Vergleich zur adhäsiven Befestigung ohne Vorbehandlung [Cheleux et al. 2007; Goracci et al. 2007; Magni et al. 2007; Monticelli et al. 2006d; Sahafi et al. 2003; Valandro et al. 2006b]. Vergleicht man in den Studien die Möglichkeiten der Vorbehandlung von FRC-Stiften, wurden durch mechanische Vorbehandlungen, wie das Anrauen mit dem CoJet-System eine größere Retention erreicht, als durch alleinige chemische Vorbehandlungen (Ätzung der FRC-Stiftoberfläche) [Kulunk et al. 2012; Sahafi et al. 2003]. Die Verbundhaftung von Befestigungskomposit zum Stift setzt sich aus verschiedenen Faktoren zusammen, wie z. B. der mikromechanischen Verschlüsselung und dem chemischen Verbund der Materialien zueinander. Durch Mikroretentionen kann die Retention deutlich verstärkt werden [Balbosh und Kern 2006; Braga et al., 2012; Cheleux et al. 2007; Choi et al. 2010; Sahafi et al. 2003], auch ohne die Verwendung eines Adhäsivs oder Silans [Balbosh und Kern 2006; Choi et al. 2010]. Einige Untersuchungen ergaben, dass eine alleinige Silanisierung keinen relevanten Effekt auf die Verbundfestigkeit hat [Bitter et al. 2008; Monticelli et al. 2006c; Sahafi et al. 2003; Wrbas et al. 2007b]. Silane können zwar die Oberflächenspannung von Faserstiften senken [Goracci et al. 2005b; Worm et al. 2009], sie verbinden sich jedoch nicht mit deren Epoxidharzmatrix [O'Keefe et al. 2000; Sahafi et al. 2003]. Eine höhere Verbundstärke zum Befestigungskomposit lässt sich herstellen, wenn die anorganischen Stiffasern vor der Silani-

sierung freigelegt werden [Cekic-Nagas 2010; Cheleux et al. 2007; Goracci et al. 2011; Magni et al. 2007; Matinlinna et al. 2004; Monticelli et al. 2006d; Sahafi et al. 2004a Valandro et al. 2006b]. Gelingt die Silanisierung, kann der chemische Verbund zwischen Befestigungskomposit und silanisierter Stiftoberfläche erzielt werden, was wiederum die Retention unterstützt.

Die zwei in der vorliegenden Studie untersuchten FRC-Stiftsysteme sind bereits industriell konditioniert und unterscheiden sich in ihrer Oberflächenstruktur. Bei der Umrechnung der Retentionswerte in Megapascal zeigte sich, dass der durch den Hersteller silanierte DT-Stift – im Verhältnis zur Fläche – höhere Haftwerte erreichte. Im Abzugstest, der sich auf die gesamte Stiftoberfläche bezog, zeigte der Cytec-Stift mit der makroretentiv vergrößerten Oberfläche signifikant höhere Retentionswerte.

Nur im Fall der kleinsten Stiftoberflächen mit Calibra befestigt, waren die Unterschiede in der Retention nicht signifikant. Erklärt werden kann dieses Phänomen durch die niedrigere Druckfestigkeit des Calibra Befestigungskomposit, das verglichen mit dem Panavia- Komposit, aus den Retentionen des Cytec-Stiftes schneller auf die Abzugskraft ausbricht und die Retention verringert.

Durch diese Art der Vorbehandlung kann auch bei variierenden Kompositen eine gleichbleibende Retention erzielt werden [Goracci et al. 2005a]. Das kann teilweise auch durch die vorliegende Untersuchung bestätigt werden. Die silanierten Stifte erzielten hier gleichmäßig hohe Retensionskräfte, erst die Test-Gruppe mit der größten Gesamtoberfläche erzielte auffällig höhere Retentionswerte innerhalb des DT-Stiftsystems. Vergleicht man die anderen DT-Stifte untereinander, fallen die Werte für die Retention nicht signifikant unterschiedlich aus. Im Vergleich mit dem makroretentiven Cytec-Stiftsystem wirkten die silanierten glattwandigen DT-Stifte den Scherkräften im Abzugstest weniger effektiv entgegen. Durch makromechanische Retentionen können unterschiedliche Verbundfestigkeiten von Kompositen besser ausgeglichen werden. Glattere Oberflächen dagegen liefern keine mechanische Verankerung für das Befestigungsmaterial [Balbosh et al. 2005], was in rein adhäsiven Brüchen zwischen Stiftmaterial und Komposit resultiert. Auch in Rasterelektronenmikroskop-Untersuchungen (engl. Abkürzung: SEM) wird erkennbar, dass Brüche bei nicht angerauten/vergrößerten Oberflächen zwischen Stift und Komposit häufiger adhäsiv [Valandro et al. 2006b] verlaufen als bei zuvor angerauten FRC-Bruchflächen [Balbosh und Kern 2006; Monticelli et al. 2006c]. Für die klinische Verwendung würde das bedeuten, dass die makroretentive Vorbehandlung ausgeführt werden sollte, da sie nachweislich die Retention erhöht, wohin gegen eine Silanisierung kein Muss ist.

Vorherige Studien bestätigen die Relevanz einer Vorbehandlung zur Oberflächenvergrößerung und zur Senkung der Oberflächenspannung. Nur wenige vorherige Studien beschreiben, dass die Oberflächenkonfiguration der wichtigste Faktor ist, der Einfluss auf die Retention zwischen Befestigungskomposit und FRC-Stift nimmt.

6.5 Einfluss des Befestigungskomposits

Schon vorangegangene Untersuchungen zeigten, dass durch ein adhäsives Befestigen die Stift-Retention gesteigert werden kann [Balbosh et al. 2005; Borer et al. 2007; Macedo et al. 2010; Nissan et al. 2001]. Die Kombination und Interaktionen von Vorbehandlung eines FRC-Stiftmaterials und der Art des Komposits sind Einflussfaktoren, die eine Retention signifikant beeinflussen können [Mazzitelli et al. 2012; Sahafi et al. 2003; Zicari et al., 2012]. Auch Zicari et al. zeigten in einem Ausstoßversuch, dass durch diese Interaktionen nur bestimmte Kombinationen von Vorbehandlungen und Komposit die Verbundhaftung erhöht [Zicari et al., 2012]. In Zusammenarbeit mit einer retentiv gestalteten Stiftoberfläche, wie es häufig durch das Anrauen mit dem CoJet-System empfohlen wird, kann eine hohe Retention erreicht werden [Kulunk et al. 2012; Sahafi et al. 2003].

Ähnliches bestätigten auch andere Autoren [Balbosh et al. 2005; Choi et al. 2010; Oilo und Jørgensen 1978]. Es ist dabei jedoch zu beachten, dass verschiedene Befestigungsmaterialien unterschiedliche Verbund-Eigenschaften zeigen, die durch Oberflächenrauigkeiten beeinflusst werden [Jongsma et al. 2010; Zicari et al. 2012], wodurch der chemische Verbund zum FRC-Stift zunehmend in den Hintergrund treten kann [Schmage et al. 2009]. Das konnte in gleicher Weise in diesem Abzugstest eruiert werden. Der Einfluss der Interaktion zwischen Befestigungskomposit und dem Stiftmaterial war hoch-signifikant. Durch den Panavia-Komposit konnte in Kombination mit dem makroretentiven Cytec-Stift, eine signifikant höhere Retention als durch das Calibra-Komposit erzielt werden. Erklärt werden kann dieses Phänomen durch die niedrigere Druckfestigkeit des Calibra Befestigungskomposit, das verglichen mit dem Panavia F 2.0, aus den Retentionen des Cytec-Stiftes schneller auf die Abzugskraft ausbrechen kann und die Retention verringert.

Befestigungskomposite sollten sowohl Biege- als auch Scherkräften widerstehen können. Zumal bei größeren Retentionen die Scherstärke eines Befestigungsmaterials bedeutender wird. Die Mehrheit der Fachliteratur unterstützt die These, dass Stifte, die sich während der Funktion in der Zahnwurzel flexibel bewegen können, wie es bei FRC-Stiften der Fall ist, zu günstigerer Stressverteilung führen. Dadurch können eventuell später entstehende Frakturen an Stift und

Dentin erneut restauriert werden [Schwartz and Robbins 2004]. Ein Nachteil dieser Flexibilität ist, dass sich der Stiftaufbau leichter lösen kann [Okamoto et al. 2008], durch die zum Befestigungskomposit sich unterscheidende Biegefestigkeit [Prisco et al. 2003].

Vor allem in Tests die den Verbund zu Dentin untersuchten, ist die Art des Befestigungskomposits ein ausschlaggebender Faktor für die Retention [Goracci and Ferrari 2011; Wang et al. 2010]. Hinzu kommt, dass ein vorfabrizierter Stift nicht an eventuell schwankende Durchmesser in der Kanalwand angepasst ist. So kann es vorkommen, dass die Kompositschicht unterschiedlich stark ausgeprägt ist, was, so zeigen aktuelle Untersuchungen, sich nachteilig auf die Retention auswirken kann [Mirmohammadi et al. 2013]. Werden Befestigungsmaterialien mit geringem bzw. keinem Füllstoffanteil verwendet, kann die Retention sinken [Boschian-Pest et al. 2002]. Praktischerweise richtet sich die Weiterentwicklung von Befestigungskompositen danach, simultan die Stiftsetzung und den Aufbau vorzunehmen [Ferrari et al. 2009], dementsprechend hoch ist heute der Füllstoffanteil von Befestigungskompositen. Ist der Füllstoffanteil eines Befestigungskomposits größer, steht das jedoch nicht proportional zu einer hohen Verbundstärke, wie Ferrari et al. zeigten [Ferrari et al. 2009]. So sind die Literaturangaben widersprüchlich und weitere Untersuchungen für eine Empfehlung des Füllstoffanteils in einem Befestigungskomposit sind notwendig.

Betrachtet man die Abzugswerte, kann durch die Befestigung mit dem Calibra Komposit der Einfluss des Durchmessers und der Einsetztiefe geringfügig ausgeglichen werden. Diesen Effekt konnten Nissan et al. für einen 5 mm tief eingesetzten FRC-Stift bestätigen [Nissan et al. 2001].

Die Befestigungssysteme Calibra und Panavia F 2.0 liegen auch in anderen Untersuchungen im oberen Bereich der ermittelten Abzugswerte [Bitter et al. 2006a; Polat et al. 2007; Schmage et al. 2012], wobei Panavia F 2.0 im direkten klinischen Vergleich mit Calibra besser abschnitt: In dieser Untersuchung betrug die Erfolgsrate von Calibra 64,1 % über einen Zeitraum von 38 - 54 Monaten. Die Erfolgsrate von Panavia F 2.0 wurde über einen Zeitraum von 28 - 50 Monaten bewertet und lag bei 79,5 % [Mehta and Millar 2008]. Besonders ist, dass für die Polymerisation von Panavia F 2.0 ein anaerobes Milieu benötigt wird, was einen zusätzlichen Schritt (Oxyguard II®) impliziert. Für die Befestigung im sauerstoffarmen Wurzelkanal bedeutet das, dass das Panavia-Befestigungskomposit eventuell zu schnell abbindet. Vorteil des hier verwendeten Panavia F 2.0 ist, dass es durch sein phosphathaltiges Monomer möglicherweise eine chemische Affinität zu FRC-Materialien ausbildet, die sich auf den Halt auswirken kann [Asmussen et al. 2005; Sahafi et al. 2004a]. Man geht davon aus, dass die 10-MDP-haltigen Komposite somit

auch gegenüber FRC-Stiften einen innigeren adhäsiven Verbund erzielen als konventionelle Komposite [O’Keefe et al. 2000] und dadurch die Retention erhöhen können. Auch der adhäsive Verbund zum Dentin ist bei Kompositen mit funktionellen Monomeren stärker [Mendoza et al. 1997].

Die Verbundstärke zwischen dem dualhärtenden Calibra und dem DT-Stift ist signifikant größer als durch ein chemisch härtendes Komposit [Wrbas et al. 2006]. Das Prime & Bond des Calibra-Systems besitzt einen besonders niedrigen pH-Wert (2,7), was zum stärkeren Neutralisieren der Aktivator-Amine im dualhärtenden Komposit führen kann als bei neutralen Adhäsivsystemen [Pfeifer et al. 2003]. Hier könnte durch nicht polymerisierte Monomere ein saures Milieu verbleiben, was den Verbund zum Befestigungskomposit schwächen kann und die Retention negativ beeinflusst [Tay et al. 2003]. Diese negative Wirkung konnte in der vorliegenden Untersuchung wahrscheinlich nicht auftreten, da eine vollständige Lichtpolymerisation gewährleistet war. Außerdem wurde Prime & Bond in der dualhärtenden Version angewendet, um wiederum die Anzahl saurer Monomere zu reduzieren. In dieser Untersuchung beeinflusste der Faktor Komposit einzeln betrachtet die Stiftretention nicht signifikant und zeigte als einzige Variable keinen signifikanten Einfluss auf die Abzugswerte. Im Einzelnen betrachtet ohne die Interaktion zum Stiftmaterial war der Befestigungskomposit kein signifikanter Einflussfaktor auf die Retention. Diese Auswertung steht im Gegensatz zu den meisten anderen in der Literatur existierenden Studien, die dem Befestigungskomposit einen Einfluss einräumen [Bitter et al. 2008; Goracci und Ferrari 2011; Wang et al. 2007; Wang et al. 2010; Wrbas et al. 2007b].

6.5.1 Glas-Ionomer-Zemente

Um das mechanische Verhalten und einen Vergleich mit den zwei Kompositen zu evaluieren, wurden in diesem Testverfahrens im Vorversuch zwei Testgruppen mit Ketac Cem, einem Glasionomerzement (GIZ), durchgeführt.

Hinsichtlich der thermomechanischen Belastung von Stiftaufbauten sind GIZ für die klinische Anwendung empfohlen, um FRC-Stifte in Wurzelkanälen langfristig zu befestigen [Li et al. 2014]. In dem Test von Li et al. zeigte sich der GIZ nach thermomechanischer Simulation stabiler im Verbund zu Wurzel dentin und FRC-Stift, verglichen mit der adhäsiven Befestigung. Jedoch sind Glasionomerzemente – im Vergleich zu Befestigungskompositen – spröde und brechen unter geringerer Belastung kohäsiv [Cohen et al. 1998]. Sie können sich dadurch leichter aus den Makroretentionen einer Restauration lösen.

Ebert et al. zeigten, dass konventionelle Zemente wie das GIZ bedeutend weniger Retention hervorrufen [Ebert et al. 2011]. Auch eine aktuelle Untersuchung beschreibt die Retention von Glas-Ionomer-Zementen auf die Retention von FRC-Stiften. Im Vergleich zur Befestigung mit Kompositen sind die Abzugswerte nur halb so groß [Pereira et al. 2014]. Obwohl durch die makroretentive Oberfläche des Cytac-Stiftes die geringe Retentionswirkung des hier verwendeten Ketac Cem ausgeglichen wurde, konnten – gemessen an den Befestigungskompositen – nur halb so große Abzugswerte registriert werden.

6.6 Klinische Schlussfolgerungen

Ableitend aus den Signifikanzwerten lässt sich schlussfolgern, dass durch das Stiftmaterial die Retention am effektivsten zu beeinflussen ist, gefolgt von Durchmesser und der Einsetztiefe.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung lassen darauf schließen, dass es möglich ist, durch makroskopische Retentionen in Kombination mit einem Befestigungskomposit von hoher Druckfestigkeit, die Retentionskraft gesteuert zu beeinflussen. Die Ergebnisse dieser In-vitro-Untersuchung könnten für den klinischen Umgang mit FRC-Stiftmaterialien die Überlegung erlauben, dass eine geringe Einsetztiefe von 5mm mit einem erhöhten Stiftdurchmesser und entsprechend retentiver Oberfläche kompensiert werden kann.

Klinisch wäre das von Vorteil im Fall von gekrümmten oder kurzen Wurzeln oder auch im Hinblick auf das apikale Siegel. Das allerdings muss in klinischen Tests bestätigt werden. Wird ein größerer Stiftdurchmesser gewählt, schwächt dieser jedoch die Zahnhartsubstanz stärker. Aus diesem Grund sollte – im Fall einer niedrigen Einsetztiefe – der Durchmesser eines FRC-Stiftes nur minimal erhöht werden, um durch makroskopische Retentionen den Halt zu sichern.

Ein großer Durchmesser findet also nicht nur für eine ausreichende Biegefestigkeit Beachtung, sondern auch für die Stift- Retention

Die höchsten Abzugskräfte und damit auch die größte Retention erzielten FRC-Stifte, deren Oberfläche mit makroskopischen Retentionen industriell konditioniert war. Aus diesen Ergebnissen lässt sich im Rahmen dieser Studie schließen, dass die Oberflächenstruktur und die allgemeine Größe der Oberfläche sehr wichtig für eine hohe Retention sind.

6.7 Fehlerquellen

Da das Studiendesign den Vergleich von vier Parametern vorsah, gestaltete sich die statistische Auswertung relativ schwierig. Die Anzahl der Proben lag bei $n = 15$ für jede Testgruppe. Es hätten mehr Proben geprüft werden können, um die Signifikanzen noch deutlicher darzustellen.

In der statistischen Auswertung besteht die Möglichkeit, dass durch die vorherige Bonferroni-Korrektur die Signifikanzschwelle zu stark nach oben reguliert wurde. Eventuell entstand deshalb keine Signifikanz für den Faktor Komposit.

Die Durchmesser zwischen den Fabrikaten in dieser Untersuchung variierten geringfügig, dadurch könnten die Resultate des Cytec-Systems positiv beeinflusst worden sein. Da der Unterschied sehr gering ausfällt, wurden die Stiftsysteme trotzdem miteinander verglichen.

6.8 Offene Fragen

Bei der Umrechnung der Retentionswerte in Megapascal zeigte sich, dass der durch den Hersteller silanisierte DT-Stift höhere Haftwerte im Verhältnis zur Fläche erreichte. Im Abzugstest, der sich auf die gesamte Stiftoberfläche bezieht, zeigte der Cytec-Stift mit der makroretentiv vergrößerten Oberfläche signifikant höhere Retentionswerte. So wäre es interessant zu untersuchen, ob Quartzfaserstifte mit einer makroretentiven Oberfläche oder eine silanisierte Cytecstift-Oberfläche eine höhere Auszugskraft erzielen würden, als der hier untersuchte Cytec-Glasfaserstift oder ob in diesem Fall der chemische Verbund zu vernachlässigen wäre.

6.8.1 Ausblick für weiterführende Untersuchungen

In einer FRC-Stiftrestauration befindet sich der größte Unterschied im E-Modul zwischen Befestigungskomposit und FRC-Stift [Prisco et al. 2003]. Diese Schnittstelle zwischen Stift und Komposit ist dadurch höheren Belastungen ausgesetzt. Noch stellt die Adhäsion zum Wurzel-dentin eine Herausforderung dar und wird deshalb noch immer als die schwächere Verbundstelle zum Komposit betrachtet [Goracci et al. 2007; Bitter und Kielbassa 2007; Goracci und Ferrari 2011]. Allerdings werden fortlaufend Neuerungen für eine zunehmend effektivere Dentinkonditionierung untersucht. Somit wird auch die Schnittstelle zum FRC-Stift weiterhin hohen Belastungen ausgesetzt sein und sollte nicht außer Acht gelassen werden. Einige aktuelle Untersuchungen zeigen, dass es sogar möglich ist, die Haftkraft zum Dentin in dem Maß zu steigern, dass sie die Haftkraft der Stift-Komposit-Schnittstelle aus der vorliegenden Studie übersteigt [Bitter et al. 2013].

So kann die vorliegende Untersuchung mit dem Wissen über die Retention beider Stiftsysteme Grundlage sein für weiterführende Labor- und klinische Untersuchungen mit Dentin. Leider ist keine Literaturquelle bekannt, in der eine Mindestretention angegeben ist, welche Retentionswerte für einen dauerhaften adhäsiven Verbund klinisch zu fordern sind. Deshalb ist es erforderlich, stets die höchste erreichbare Abzugsfestigkeit anzustreben [Edelhoff et al. 2006]. Bei der Umrechnung der Retentionswerte in Megapascal zeigte sich, dass die Abzugswerte in dieser Studie mit denen anderer Untersuchungen vergleichbar sind. Für zukünftige Untersuchungen sollte beachtet werden, dass die Vergleichbarkeit zu anderen Studien erhalten bleibt. Es existiert kein Standardmessverfahren für die Messung der Haftwerte von adhäsiven Befestigungssystemen [Sirisha et al. 2014], so variieren die Messwerte auch nach einer Umrechnung da das Probendesign das biomechanische Verhalten direkt beeinflusst [Castellan et al. 2010].

7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Abott PV. Incidence of root fractures and methods used for post removal. *Int Endod J.* 2002 Jan; 35 (1): 63 - 67.
2. Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod.* 2001 Apr; 27 (4): 292 - 295.
3. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and glass fibre posts. *J Dent.* 2004 Aug; 32 (6): 443 - 450.
4. Albashaireh ZSM, Ghazal M, Kern M. Effect of Dentin conditioning on retention of airborne-particle-abraded, adhesively luted glass fiber-reinforced resin posts. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 367 - 373.
5. Aleisa KI. Bond strengths of custom cast and prefabricated posts luted with two cements. *Quintessence Int.* 2011 Feb; 42 (2): 31 - 8.
6. Amaral M, Favarin Santini M, Wandscher V, Villaca Zogheib L, Valandro LF. Effect of coronal macroretentions and diameter of a glass-FRC on fracture resistance of bovine teeth restored with fiber posts. *Minerva Stomatol.* 2009 Mar; 58 (3): 99 - 106.
7. Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont.* 2006 May - Jun; 15 (3): 172 - 179.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999 May; 27 (4): 275 - 278.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Bonding of resin cements to post materials: Influence of surface energy characteristics. *J Adhes Dent.* 2005 Autumn; 7 (3): 231 - 234.
10. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun; 71 (6): 565 - 567.
11. Balbosh A, Ludwig K, Kern M. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005 Sep; 94 (3): 227 - 233.
12. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2006 Mar; 95 (3): 218 - 223.

13. Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent.* 2007 Jan; 35 (1): 50 - 8.
14. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Martin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: Fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006; 31: 47 - 54.
15. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: A review. *Br Dent J.* 2003; 195: 43 - 48.
16. Bitter K, Hambarayan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal. *Eur J Oral Sci.* 2013 Aug; 121 (4): 349 - 354.
17. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent.* 2007 Dec; 20 (6): 353 - 360.
18. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J.* 2006 Oct; 39 (10): 809 - 818. (= Bitter et al. 2006b)
19. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. Bond strength of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent.* 2006 Jun; 19 (3): 138 - 142. (= Bitter et al. 2006a)
20. Bitter K; Neumann K, Kielbassa AM. Effects of pretreatment and thermocycling on bond strength of resin core materials to various fiber-reinforced composite posts. *J Adhes Dent.* 2008 Dec; 10 (6): 481 - 9.
21. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent.* 2006 Apr; 95 (4): 302 - 310.
22. Borer RE, Britto LR, Haddix JE. Effect of dowel length on the retention of 2 different prefabricated posts. *Quintessence Int.* 2007 Mar; 38 (3): 164 - 168.
23. Boschian-Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002 Dec; 18 (8): 596 - 602.
24. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004 Jun 4; 15 (3): 176 - 184.

25. Braga NM, Paulino SM, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Vansan LP. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. *J Oral Sci.* 2006 Mar; 48 (1): 15 - 20.
26. Braga NM, Souza-Gabriel AE, Messias DC, Rached-Junior FJ, Oliveira CF, Silva RG, Silva-Sousa YT. Flexural properties, morphology and bond strength of fiber-reinforced posts: influence of post pretreatment. *Braz Dent J.* 2012; 23 (6): 679 - 85.
27. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts – why, when and how. *Dent Clin North Am.* 1976 Apr; 20 (2): 299 - 231.
28. Caputo AA, Standlee JP, Collard EW. The mechanics of load transfer by retentive pins. *J Prosthet Dent.* 1973 Apr; 29 (4): 442 - 449.
29. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007 Jan; 23 (1): 100 - 105.
30. Castellan CS, Santos-Filho PC, Soares PV, Soares CJ, Cardoso PE. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. *J Adhes Dent.* 2010 Dec; 12 (6): 477 - 85.
31. Cekic-Nagas I, Sukuroglu E, Canay S. Does the surface treatment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials? *J Dent.* 2011 Feb; 39 (2): 171 - 9.
32. Chapman KW, Worley JL, von Fraunhofer JA. Effect of bonding agents on retention of posts. *Gen Dent.* 1985 Mar - Apr; 33 (2): 128 - 130.
33. Cheleux N, Sharrock P, Degrange M. Surface treatments on quartz fiber post: influence on adhesion and flexural properties. *Am J Dent.* 2007 Dec; 20 (6): 375 - 379.
34. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C et al. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res.* 2005; 84: 223 - 227.
35. Choi Y, Pae A, Park EJ, Wright RF. The effect of surface treatment of fiber-reinforced posts on adhesion of a resin-based luting agent. *J Prosthet Dent.* 2010 Jun; 103 (6): 362 - 368.
36. Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? *J Am Dent Assoc.* 1996 Oct; 127 (10): 1522 - 1526.
37. Christensen GJ. Posts, core and patient care. *J Am Dent Assoc.* 1993 Sep; 124 (9): 86 - 90. Review.

38. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler content and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.* 1990 Sep; 17 (5): 487 - 494.
39. Chung DL. *Carbon Fiber Composites.* Butterworth-Heinemann Boston MA. Ed. ASM International Materials Park. 1994.
40. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. *J Prosthet Dent.* 1998 May; 79 (5): 520 - 505.
41. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 2007 Sep; 98 (3): 193 - 198.
42. Da Silva LM, Andrade AM, Machuca MF, da Silva PM, da Silva RV, Veronezi MC. Influence of different adhesive systems on the pull-out bond strength of glass fiber posts. *J Appl Oral Sci.* 2008 May - Jun; 16 (3): 232 - 235.
43. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005 Feb; 84 (2): 118 - 132.
44. De Souza Filho CB, Paulino SM, Alfredo E, de Sousa Neto MD, Vansan LP. Effect of the diameter on Cu-Al post retention. *Braz Oral Res.* 2004 Jul - Sep; 18 (3): 238 - 241.
45. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008 Feb; 39 (2): 117 - 129.
46. Dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod.* 2008 Mar; 34 (3): 299 - 302.
47. Drummond JL, Toepke TR, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci.* 1999 Jun; 107 (3): 220 - 224.
48. Ebert J, Leyer A, Günther O, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R, Roggendorf MJ. Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *J Endod.* 2011 Nov; 37 (11): 1558 - 61.

49. Edelhoff D, Weber M, Spiekermann H, Marx R. PVD-Beschichtung für verbesserte Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte. *Schweiz Monatszeitschrift Zahnmed.* 2006; 116: 992 - 999.
50. El Mowafy OM, Rubo MH, El Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.* 1999 Jan - Feb; 24 (1): 38 - 44.
51. Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod.* 2007 Mar; 33 (3): 303 - 305.
52. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005 Jan; 21 (1): 36 - 42.
53. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007 Oct; 20 (5): 287 - 291.
54. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, Cadenaro M, Breschi L. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res.* 2009 Oct; 88 (10): 951 - 956.
55. Ferrari M, Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Tay FR. An investigation of the interfacial strengths of methacrylate resin-based glass fiber post-core buildups. *J Adhes Dent.* 2006 Aug; 8 (4): 239 - 245.
56. Ferrari M, Sorrentino R, Zarone F, Apicella D, Aversa R, Apicella A. Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. *Dent Mater J.* 2008 Jul; 27 (4): 485 - 498.
57. Ferrari M, Scotti R. *Fiber posts: characteristics and clinical applications.* Masson Milano. 2004.
58. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000 May; 13 (Spec No): 9 - 13.
59. Fernandes A, Rodrigues S, Sar Dessai G, Mehta A. Retention of endodontic post – a review. *Endodont.* 2001; 13: 11 - 18.

60. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003.
61. Fox K, Gutteridge DL. An in vitro study of coronal microleakage in root canal treated teeth restored by the post and core technic. *Int Endod J.* 1997 Nov; 30 (6): 361 - 368.
62. Freesmeyer WB. *Festsitzender und implantatgetragener Zahnersatz, Band 1.* 1995; 190.
63. Gallo J, Miller T, Xu X, Burgess J. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. *J Prosthodont Dent.* 2002; 11: 25 - 29.
64. Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites – a comparative study. *Dent Mater.* 2006 Oct; 22 (10): 934 - 941.
65. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* 2005 May; 21 (5): 437 - 434. (= Goracci et al. 2005a).
66. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004 Aug; 112 (4): 353 - 361.
67. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005 Aug; 31 (8): 608 - 612. (= Goracci et al. 2005b).
68. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun; 56 (Suppl 1):77 - 83.
69. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent.* 2007 Nov; 35 (11): 827 - 835.
70. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005; 18: 399 - 404.
71. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *Prosthodont.* 2002 Mar; 11 (1): 19 - 24.

72. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Auflage, Elsevier. 2007; 147.
73. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post and core systems. J Prosthet Dent. 2002; 87: 438 - 445.
74. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations: Part 1 and 2. Am J Dent. 2002 Jun; 15 (3): 198 - 210. Review.
75. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual curing of resin based luting cements regarding flexural strength modulus and surface hardness. J Oral Rehabil. 2001 Nov; 28 (11): 1022 - 1028.
76. Hsu ML, Chen CS, Chen BJ, Huang HH, Chang CL. Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: A 3D finite element analysis. J Oral Rehabil. 2009 Nov; 36 (11): 821 - 830.
77. Hülsmann M, Schäfer E, Bargholz C, Barthel C. Probleme in der Endodontie; Prävention, Identifikation und Management. Quintessenz-Verlag. 2007; 392.
78. Innella R, Autieri G, Ceruti P, Gassino G. Relation between length of fiber post and its mechanical retention. Minerva Stomatol. 2005 Sep; 54 (9): 481 - 488.
79. Izadi A, Azarsina M, Kasraei S. Effect of eugenol-containing sealer and post diameter on the retention of fiber reinforced composite posts. J Conserv Dent. 2013 Jan; 16 (1): 61 - 64.
80. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of surface pretreatment of fiber posts on cement delamination. Dent Mater. 2010 Sep; 26 (9): 901 - 907.
81. Jung RE, Kalkstein O, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. A comparison of composite post buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years. Int J Prosthodont. 2007 Jan - Feb; 20 (1): 63 - 69.
82. Kampe, MT. Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit. Dissertationsschrift, Freiburg. 2005.
83. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater. 1998; 14: 64 - 71.
84. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self and light curing composites. J Dent. 1999; 27: 388 - 389.

85. Krejci I, Lutz F. In- vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; 100: 1445- 1449.
86. Kulunk S, Kulunk T, Yenisey M. Effects of different surface pre-treatments on the bond strength of adhesive resin cement to quartz fiber post. *Acta Odontol Scand.* 2012 Dec; 70 (6): 547 - 554.
87. Kurtz JS, Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. *AM J Dent.* 2003 Sep; 16: 31 - 36.
88. Kurer PF. Retention of post crowns. A solution of the problem. *Br Dent J.* 1967 Aug 15; 123 (4): 167 - 169.
89. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004 Jan; 20 (1): 29 - 36.
90. Lästumaki TM, Lassila LV, Vallittu PK. The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *J Mater Sci Mater Med.* 2003 Sep; 14 (9): 803 - 809.
91. Li XJ, Zhao SJ1, Niu LN1, Tay FR2, Jiao K3, Gao Y1, Chen JH4. Effect of luting cement and thermomechanical loading on retention of glass fibre posts in root canals. *J Dent.* 2014 Jan; 42 (1): 75 - 83.
92. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowl diameter preparation. A literature review. 1993; 69: 32 - 36.
93. Love RM, Purton DG. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention, and post rigidity. *Int J Prosthodont.* 1996 Sep - Oct; 9 (5): 484 - 488.
94. Lu H, Mehmood A, Chow A, John M. Powers. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005; 94 (6): 549 - 554.
95. Ludwig K. *Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde.* Quintessenz Verlags GmbH Berlin. 2005.
96. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod.* 2010 Sep; 36 (9): 1543 - 1546. (Epub 2010 Jul 6).

97. Macedo VC, Souza NA, Faria e Silva AL, Cotes C, da Silva C, Martinelli M, Kimpara ET. Pullout bond strength of fiber posts luted to different depths and submitted to artificial aging. *Oper Dent*. 2013 Jul - Aug; 38 (4): 1 - 6.
98. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Coniglio I, Ferrari M. Adhesion between Fiber posts and resin luting agents: A microtensile Bond Strength Test and an SEM investigation Following different Treatments of the Post surface. *J Adhes Dent*. 2007 Apr; 9 (2): 195 - 202.
99. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent*. 2007 Mar; 97 (3): 165 - 172.
100. Mannocci F, Machmouridou E, Watson TF, Sauro S, Sherriff M, Pilecki P, Pitt-Ford TR. Microtensile bond strength of resin-post interfaces created with interpenetrating polymernetwork posts or cross- linked posts. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008 Nov; 13 (11): 745 - 752.
101. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic Loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 284 - 291. (= Mannocci et al. 2001a).
102. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod*. 2001 Dec; 27 (12): 758 - 761. (= Mannocci et al. 2001b).
103. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *Int Endod J*. 2005 Jan; 38 (1): 46 - 51.
104. Markopoulou S, Krumsiek M, Zylla IM. Untersuchung an mit Glasfaser verstärkten Wurzelkanalstiften. *ZM 20A*, 16.10.2009.
105. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004 Mar - Apr; 17 (2): 155 - 164.
106. Mazzitelli C1, Papacchini F, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M. Effects of post surface treatments on the bond strength of self-adhesive cements. *Am J Dent*. 2012 Jun; 25 (3): 159 - 64.

107. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, Breschi L. Push out stress for fiber posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci.* 2009 Aug; 117 (4): 447 - 453.
108. Mendoza DB, Eakle SW, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin bonded preformed post. *J Prosthet Dent.* 1997; 78: 10 - 14.
109. Mehta SB, Millar BJ. A comparison of the survival of fibre posts cemented with two different composite resin systems. *Br Dent J.* 2008 Dec; 205 (11): 23.
110. Mirmohammadi H, Gerges E, Salameh Z, Wesselink PR. Effect of post diameter and cement thickness on bond strength of fiber posts. *Quintessence Int.* 2013 Nov - Dec; 44 (10): 801 - 10.
111. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Goracci C, Tay FR, Ferrari M. Improving the quality of the quartz fiber post core bond using sodium ethoxide etching and combined silane adhesive coupling. *J Endod.* 2006 May; 32 (5): 447 - 451. (= Monticelli et al. 2006a).
112. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Tay FR, Ferrari M. In vitro hydrolytic degradation of composite quartz fiber post bonds created by hydrophylic silane coupling agents. *Oper Dent.* 2006 Nov - Dec; 31 (6): 728 - 733. (= Monticelli et al. 2006b).
113. Monticelli F, Toledano M, Tay F, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater.* 2006 Jul; 22 (7): 602 - 609. (= Monticelli et al. 2006c).
114. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod.* 2006 Jan; 32 (1): 44 - 47. (= Monticelli et al. 2006d).
115. Morfis AS. Verticale root fracture. *Oral surg oral med oral pathol. Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990 May; 69 (5): 631 - 635.
116. Morgano SM, Hashem AF, Fotoohi K, Rose L. A nationwide survey of contemporary philosophies and techniques of restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Sep; 72 (3): 259 - 267.
117. Murphy J. Reinforced plastics handbook. Elsevier Oxford. 1998, 63 - 106.

118. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber reinforced composite post restorations. A prospective and observational clinical study. *Eur J Oral Sci.* 2005 Dec; 113 (6): 519 - 524. (= Naumann et al. 2005a).
119. Naumann M, Kiessling S, Seemann R. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth: A nationwide survey of dentists in Germany. *J Prosthet Dent.* 2006 Nov; 96 (5): 332 - 338.
120. Naumann M, Sterzenbach G, Pröschel P. Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: Linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005 Aug; 74 (2): 829 - 834. (= Naumann et al. 2005b).
121. Neagley RL. The effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1969 Nov; 28 (5): 739 - 745.
122. Nergiz I, Schmage P, Platzer U, Mc Mullan-Vogel CG. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent.* 1997 Nov; 78 (5): 451 - 457.
123. Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehab.* 2002 Jan; 29 (1): 28 - 34.
124. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent.* 2001 Sep; 86 (3): 304 - 308.
125. Ohlmann B, Fickenscher F, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Gabbert O, Schmitter M. The effect of two luting agents, pretreatment of the post, and pretreatment of the canal dentin on the retention of fiber-reinforced composite posts. *J Dent.* 2008 Jan; 36 (1): 87 - 92.
126. Oilo G, Jørgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil.* 1978 Oct; 5 (4): 377 - 389.
127. Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G, Ohkawa S, Fujisawa M. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dent Mater J.* 2008 Jan; 27 (1): 49 - 55.
128. O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont.* 2000 Jan - Feb; 13 (1): 47 - 51.
129. Ounsi HF, Salameh Z, Carvalho CA, Cantoro A, Grandini S, Ferrari M. Bond strength of composite core build-up materials to fiber-reinforced posts: A microtensile comparison

- between conventional and wet-ethanol bonding systems. *J Adhes Dent.* 2009 Oct; 11 (5): 375 - 380.
130. Pape PG, Plueddemann EP. Methods for improving the performance of silane coupling agents. *J adhes Sci Technol.* 1991: 831 - 842.
 131. Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashly DH. Push out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod Dent Traumotol.* 1996 Oct; 12 (5): 227 - 236.
 132. Pereira JR, da Rosa RA2, do Valle AL3, Ghizoni JS4, Só MV5, Shiratori FK6. The influence of different cements on the pull-out bond strength of fiber posts. *J Prosthet Dent.* 2014 Jul; 112 (1): 59 - 63.
 133. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual cure cements. *AM J Dent.* 2003 Aug; 16 (4): 235 - 238.
 134. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan; 20 (1): 1 - 25.
 135. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 2005 Dec; 31 (12): 891 - 894.
 136. Plotino G, Grande N, Bedini R, Pamejier C, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent mater.* 2007; 23: 1129 - 1135. (= Plotino et al. 2007).
 137. Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub JR. Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *J Oral Rehabil.* 2013 Aug; 40 (8): 618 - 30.
 138. Plueddemann EP. Silane compounds. *Plastics J Adhesion,* 1991; 35: 1 - 5.
 139. Polat ZS, Tacir IH, Eskimez S, Celik MY. Retentive force of three fiber-reinforced resin composite posts and a zirconia post cemented with two adhesive luting agents: in vitro study. *Dent Mater J.* 2007; 26 (5): 672 - 676.
 140. Poskus LT, Sgura R, Paragó FE, Silva EM, Guimarães JG. Influence of post pattern and resin cement curing mode on the retention of glass fibre posts. *Int Endod J.* 2010 Apr; 43 (4): 306 - 11.

141. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically treated teeth. *Oper Dent.* 2003; 28 (5): 515 - 521.
142. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* 1996 Feb; 27 (2): 93 - 97.
143. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater.* 2009 Jul; 25 (7): 837 - 844.
144. Radovic I, Monticelli F, Cury AH, Bertelli E, Vulicevic ZR, Ferrari M. Coupling of composite resin cements to quartz fiber posts: a comparison of industrial and chairside treatments of the post surface. *J Adhes Dent.* 2008 Feb; 10 (1): 57 - 66.
145. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod.* 2003 Feb; 29 (2): 125 - 131.
146. Reginato CF, Oliveira AS, Kaizer MR, Jardim PS, Moraes RR. Polymerization efficiency through translucent and opaque fiber posts and bonding to root dentin. *J Prosthodont Res.* 2013 Jan; 57 (1): 20 - 3.
147. Rueggeberg FA, Caughman WF. The Influence of light exposure on polymerisation of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993 Mar - Apr; 18 (2): 48 - 55.
148. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PEC, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater.* 2007 Jan; 23 (1): 95 - 99.
149. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003 Summer; 5 (2): 153 - 162.
150. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2004; 29: 60 - 68. (= Sahafi et al. 2004a).

151. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont.* 2004 May - Jun; 17 (3): 307 - 312. (= Sahafi et al. 2004b).
152. Schulze L. Adhäsiver Verbund zum Wurzelkollagen in Abhängigkeit von der Wurzelkanaltiefe, dem Befestigungsmaterial, der Spüllösung und der Befestigungsmethode – eine In-vitro-Untersuchung. Dissertationsschrift, Greifswald 2008.
153. Schmage P, Cakir FY, Nergiz I, Pfeiffer P. Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts. *J Prosthet Dent* 2009 Dec; 102 (6): 368 - 77.
154. Schmage P, Nergiz I, Markopoulou S, Pfeiffer P. Resistance against pull-out force of prefabricated coated FRC posts. *J Adhes Dent.* 2012 Apr; 14 (2): 175 - 82.
155. Schwartz MM. *Composite materials handbook.* 1st Edition. McGraw-Hill Education Europe. 1983. 114.
156. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J endod.* 2004; 30: 289 - 301.
157. Seefeld F, Wenz HJ, Ludwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater.* 2007 Mar; 23 (3): 265 - 271.
158. Silva NR, Castro GC, Santos-Filho P, Silva GR, Campos RE, Soares PV. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisors: Finite element analysis. 2009; 20 (2): 153 - 158.
159. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent.* 2014 Sep; 17 (5): 420 - 6.
160. Soderholm KJ, Reetz EA. Factors affecting reliability of a resin based cement joint. *Gen Dent.* 1996 Jul - Aug; 44 (4): 296 - 298, 300, 302.
161. Solomon CS, Osman YI. Aesthetic restoration of the compromised root: a case report. *SADJ.* 2003 Nov; 58 (10): 370, 373 - 376, 380.
162. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: Effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent.* 1978 Apr; 39 (4): 400 - 5.
163. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert K C. The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent.* 1980 Oct; 44 (4): 398 - 404.

164. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: A literature review. *J Prosthet Dent.* 1999 Apr; 81 (4): 380 - 385.
165. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterization of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent* 2000; 28: 441 - 445.
166. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified step adhesives and chemically cured or dual cured composites. Part 1. *J Adhes Dent.* 2003 Spring; 5 (1): 27 - 40.
167. Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. *Eur J Oral Sci.* 1996 Oct - Dec; 104 (5 - 6): 605 - 611.
168. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1985; 1: 108 - 111.
169. Valandro LF, Ozcan M, de Melo RM, Galhano GA, Baldissara P, Scotti R, Bottino MA. Effect of silica coating on flexural strength of fiber posts. *Int J Prosthodont.* 2006 Jan - Feb; 19 (1): 74 - 76. (= Valandro et al. 2006a).
170. Valandro LF, Yoshiga S, de Melo RM, Galhano GA, Mallmann A, Marinho CP, Bottino MA. Microtensile bond strength between a quartz fiber post and a resin cement: Effect of post surface conditioning. *J Adhes Dent.* 2006 Apr; 8 (2): 105 - 111. (= Valandro et al. 2006b).
171. Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini F, Gabriele M, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *Int Endod J.* 2006 Jan; 39 (1): 31 - 9.
172. Vallittu PK. The second international symposium on fiber reinforced plastics in dentistry. University of Turku. 2002: 2 - 28.
173. Wang Z, Ji Y, Zhang F. Bond strengths of an epoxy resin-based fiber post with four adhesive systems. *Quintessence Int.* 2010 Oct; 41 (9): 173 - 80.
174. Wang YJ, Raffaelli O, Zhang L, Chen JH, Ferrari M. Effect of different bonding procedures on micro-tensile bond strength between a fiber post and resin-based luting agents. *J Oral Sci.* 2007 Jun; 49 (2): 155 - 160.
175. Worm F, Lurtz C, Behrend D, Schmitt L, Schmitz KP, Otzl P, von Schwanewede H. The influence of macro- and microstructure on the surface wettability and retention properties of endodontic posts in vitro. *Biomed Tech.* 2009: 54.

176. Wrbas KT, Kampe MT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Hellwig E. Retention of fiber posts dependent on different resin cements. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006; 116 (1): 18 - 24.
177. Wrbas KT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Agrafioti A, Kielbassa AM. Influence of adhesive systems on bond strength between fiber posts and composite resin cores in a pull-out test design. *Dent Mater J.* 2007 May; 26 (3): 401 - 408. (= Wrbas et al. 2007a).
178. Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirrmeister JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod.* 2007 Jul; 33 (7): 840 - 843. (= Wrbas et al. 2007b).
179. Yenisey M, Kulunk S. Effects of chemical surface treatments of quartz and glass fiber posts on the retention of a composite resin. *J Prosthet Dent.* 2008 Jan; 99 (1): 38 - 45.
180. Yoda A, Nikaido T, Ikeda M, Sonoda H, Foxton RM, Tagami J. Effect of curing method and storage condition on fluoride ion release from a fluoride-releasing resin cement. *Dent Mater J.* 2006 Jun; 25 (2): 261 - 266.
181. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater.* 2012 Mar;28(3):287-97. doi: 10.1016/j.dental.2011.11.003. Epub 2011 Dec 12.

8 ANHANG

8.1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Al^2O^3	Aluminiumoxid
10-MDP	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
4-Meta-Monomer	4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride-Monomer
Aqua dest.	Aqua destillata
Bis-GMA	Bisphenyl-A-Glycidyl-Methacrylat
B^2O^3	Boroxid
CaO	Calcium
CAD/CAM	Computer Added Design/ Computer Added Manufacturing
C-Factor	Configuration- Factor
Co.	Company
DT light SL Post	Double Tapered light Safety Lock Post
E-Modul	Elastizitätsmodul
EGMA	Ethylen-Glycol-Dimeth-Acrylat
Fa.	Firma
FRC	Fiber Reinforced Composite
g/mm ³	Gramm pro Kubikzentimeter
GIZ	Glas-Ionomer-Zement
[GPa]	Gigapascal
HCL	Chlorwasserstoff (Salzsäure)
HEMA	Hydroxy-Ethyl-Meth-Acrylat

ISO	International Organization of Standardization
LED	Light Emitting Diode
MgO ²	Magnesiumperoxid
min	Minuten
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
m%	Massenprozent
N	Newton
pH-Wert	pondus Hydrogenii-Wert
PMMA	Polymethylmethacrylat
s	Sekunden
SEM	Scanning Electron Microscope
SiO ₂	Siliziumoxid
S-Glas	Struktur-Glas
TEDMA	Triethylen-Dimethacrylat
TEGMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
UEDMA	Urethandimethacrylat
UV-Licht	Ultraviolettes Licht
Vol.	Volumen
µm	Mikrometer
%	Prozent
°	Grad

8.2 Erklärung an Eides Statt

Ich, Agnes Rößner, versichere an Eides statt, durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema „Zugbelastbarkeit zwei verschiedener Glasfaserstiftsysteme in Abhängigkeit von Stiftdurchmesser und Einsetztiefe“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE, www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Grafiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet. Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwarhen eidesstattlichen Versicherung (§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Datum:

Unterschrift:

8.3 Lebenslauf

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

8.4 Danksagung

Mein Dank gilt Frau PD Dr. Ingrid Peroz (Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre der Charité - Universitätsmedizin Berlin), die meine Betreuung bereitwillig übernommen hat, für ihre sehr gute wissenschaftliche und geduldige Unterstützung und für die Erstellung des Erstgutachtens.

Dem 2010 verstorbenen Prof. Wolfgang B. Freesmeyer (Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre der Charité - Universitätsmedizin Berlin) danke ich dafür, mich mit diesem interessanten Thema vertraut gemacht zu haben. Frau Dr. med. dent. Katrin Babenhauserheide (Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre der Charité – Universitätsmedizin Berlin) danke ich für die freundliche Betreuung meiner Dissertation in der Anfangsphase. Des Weiteren danke ich Frau Gabriele Bölling (Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre der Charité – Universitätsmedizin Berlin) für die kompetente Unterstützung bei den Auszugsversuchen. Ebenfalls danken möchte ich Dr. Markus Roggensack für die Beratung bei der statistischen Auswertung. Nicht zuletzt möchte ich meiner gesamten Familie und meinen Freunden für die aufgebrachte Unterstützung danken.