

**AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR  
ZAHN-, MUND- UND KIEFERHEILKUNDE  
DES FACHBEREICHS MEDIZIN  
DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG**

In Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und  
Marburg GmbH, Standort Marburg  
Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

**Abteilung für Zahnerhaltungskunde**  
Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

---

**Analyse der Haftkraft in Abhängigkeit von der  
Konizität des Wurzelkanals**

Inaugural – Dissertation  
zur  
Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

---

dem Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

**Constantin Dunker**  
aus Berlin  
Marburg, 2018

Angenommen vom Fachbereich Medizin der  
Philipps-Universität Marburg am: 5.7.2018

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereiches

**Dekan:** Prof. Dr. Helmut Schäfer

**Referent:** Priv.-Doz. Dr. Matthias J. Roggendorf

**Korreferent:** Prof. Dr. Reiner Mengel

**2. Korreferent:** Prof. Dr. Thorsten Auschill

*Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet*

# Inhaltsverzeichnis

<b><u>1 Zusammenfassung/Abstract</u></b>	1
<b>1.1 Zusammenfassung</b>	1
1.1.1 Ziel der Studie	1
1.1.2 Material und Methode	1
1.1.3 Ergebnisse	3
1.1.4 Schlussfolgerung	3
<b>1.2 Abstract</b>	4
1.2.1 Objective	4
1.2.2 Materials and Methods	4
1.2.3 Results	5
1.2.4 Conclusion	6
<b><u>2 Einleitung</u></b>	7
<b><u>3 Literaturübersicht</u></b>	9
<b>3.1 Wurzelkanalaufbereitung</b>	9
<b>3.2 Wurzelstiftversorgung</b>	10
<b>3.3 Wurzelkanalinstrumente</b>	13
3.3.1 <i>BioRace</i> -Instrumente	14
3.3.2 <i>FlexMaster</i> -Instrumente	16
<b>3.4 Adhäsiver Haftmechanismus</b>	17
3.4.1 Komposithaftung im Wurzelentin	18
3.4.2 Dezementierung von Wurzelstiften	20
<b>3.5 Befestigungskomposite</b>	22
3.5.1 Adhäsive vs. nicht-adhäsive Befestigungsmaterialien	23
3.5.2 Einschritt- vs. Mehrschrittssysteme	27
3.5.3 <i>BifixSE</i>	29
3.5.4 <i>RebildaDC</i>	30

<b><u>4 Versuchsaufbau und Zielsetzung</u></b>	31
<b>4.1 Arbeitshypothesen</b>	31
<b><u>5 Material und Methode</u></b>	32
<b>5.1 Auswahl der Versuchszähne</b>	33
<b>5.2 Aufbereitung der Wurzelkanäle</b>	35
<b>5.3 Spreadervorbereitung und Spreaderdesign</b>	36
<b>5.4 Befestigung der Spreader im Kanal</b>	36
5.4.1 Spreaderinsertion mittels <i>BifixSE</i> der Gruppen A1/B1/C1	37
5.4.2 Spreaderinsertion mittels <i>FuturabondU/RebildaDC</i> der Gruppen A2/B2/C2	38
<b>5.5 Haftverbundanalyse (<i>Pullout</i>-Verfahren)</b>	39
<b>5.6 Einteilung der Frakturmodi</b>	40
<b>5.7 Statistische Auswertung</b>	42
5.7.1 Shapiro-Wilk-Test	42
5.7.2 Kruskal-Wallis-Test	43
5.7.3 Mann-Whitney-U-Test	43
5.7.4 Spearman-Rho-Korrelationstest	44
<b><u>6 Ergebnisse</u></b>	46
<b>6.1 Ergebnisse der Haftkraftanalyse (<i>Pullout</i>-Verfahren)</b>	46
6.1.1 Deskriptive Statistik	47
6.1.2 Shapiro-Wilk-Test	47
6.1.3 Kruskal-Wallis-Test	48
6.1.4 Mann-Whitney-U-Test	48
6.1.4.1 <i>Konusveränderung bei gleichem Komposit</i>	48
6.1.4.2 <i>Vergleich der Komposite bei gleichem Konus</i>	49
6.1.5 Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho	49
6.1.5.1 <i>Korrelation der Bifix-Gruppe</i>	49
6.1.5.2 <i>Korrelation der Rebilda-Gruppe</i>	50

6.1.5.3 <i>Korrelation der Komposite bei gleichem Konus</i>	50
<b>6.2 Ergebnisse der Frakturmodusanalyse</b>	51
<b><u>7 Diskussion</u></b>	53
<b>7.1 Diskussion der Methodik</b>	53
7.1.1 Auswahl der Versuchszähne	53
7.1.2 Wurzelkronen	54
7.1.3 Wurzelkanalaufbereitung	55
7.1.4 Spreadereigenschaften und -insertion	56
7.1.5 Befestigungskomposite	57
7.1.6 Stiftkanaloberfläche	60
7.1.7 Gruppenstärke der einzelnen Versuchsgruppen	61
7.1.8 Analyseverfahren	61
7.1.8.1 <i>Shear-bond-strength-Methode</i>	61
7.1.8.2 <i>Microtensile-Verfahren</i>	62
7.1.8.3 <i>Pushout-Verfahren</i>	63
7.1.8.4 <i>Pullout-Verfahren</i>	64
<b>7.2 Diskussion der Ergebnisse</b>	65
<b>7.3 Prüfung der Hypothesen</b>	67
<b><u>8 Literaturverzeichnis</u></b>	69
<b><u>9 Anhang</u></b>	86
<b>9.1 Abkürzungsverzeichnis</b>	86
<b>9.2 Materialverzeichnis</b>	87
<b>9.3 Tabellenverzeichnis</b>	89
<b>9.4 Abbildungsverzeichnis</b>	89
<b>9.5 Verzeichnis der akademischen Lehrer</b>	91
<b>9.6 Danksagung</b>	92
<b>9.7 Lebenslauf</b>	93

# **1 Zusammenfassung/Abstract**

## **1.1 Zusammenfassung**

### **1.1.1 Ziel der Studie**

Die Endodontologie dient dem Ziel, Krankheiten der Pulpa-Dentineinheit zu beseitigen und mittels hermetischem Verschluss einer Rekontamination des Wurzelkanals vorzubeugen. Hierbei hat sich als Therapie der Wahl die Wurzelkanalfüllung bewährt, die eine langfristige Erhaltung des Zahns als funktionsfähige Kaueinheit anstrebt und durch die Wiederherstellung gesunder periapikaler Strukturen umgesetzt werden soll (16).

Um dies bewerkstelligen zu können, muss der Wurzelkanal entsprechend präpariert werden, damit sowohl ein ausreichender Abtrag des bakteriell infizierten Gewebes garantiert werden kann, als auch die Möglichkeit zur Insertion eines Kernmaterials - in aller Regel Guttaperchastifte - mit Fixierung durch ein Befestigungsmaterial besteht.

Über die zu wählenden Einflussgrößen Konus und Durchmesser der Wurzelkanalinstrumente im Rahmen der Aufbereitung wurde im Bezug auf eine suffiziente Wurzelkanalfüllung mit maximaler Haftkraft noch keine Aussage getroffen.

Dazu wurden Proben mit verschiedenen Aufbereitungskoni im *Pullout*-Versuch einander gegenüber gestellt und die Haftkraftwerte durch statistische Auswertung analysiert.

Vergleichend wurden dabei das selbstadhäsive *BifixSE* (VOCO) und die Kombination aus dem Universaladhäsiv *FuturabondU* (VOCO) mit dem dualhärtenden *RebildaDC* (VOCO) als Befestigungsmaterialien in Betracht gezogen.

### **1.1.2 Material und Methode**

Eine Auswahl von 60 extrahierten humanen einwurzeligen Zähnen mit geradem Wurzelverlauf wurde nach vorhergehender röntgenologischer Untersuchung in

6 Gruppen a 10 Versuchszähnen pro Gruppe eingeteilt.

Es wurden Proben mit verschiedenen Aufbereitungskoni im *Pullout*-Versuch einander gegenüber gestellt. Ein einheitlicher Wurzelkanalflächeninhalt von ~18,8mm<sup>2</sup> konnte bei der Vorbereitung der Versuchsproben nach vorangestellter mathematischer Berechnung über die Festlegung auf die jeweiligen Aufbereitungslängen generiert werden.

Die Wurzelkanäle wurden entsprechend ihrer Beschaffenheit einem 2-prozentigen, 4-prozentigen oder 6-prozentigen Taper und einem der beiden Befestigungskomposite zugeordnet woraus sich folgendes Gruppenbild ergab:

**Gruppe A1 [BF2]:** *BifixSE* / .02#40 / 11,5 mm

**Gruppe B1 [BF4]:** *BifixSE* / .04#40 / 10,0 mm

**Gruppe C1 [BF6]:** *BifixSE* / .06#40 / 9,0 mm

**Gruppe A2 [RB2]:** *RebildaDC* / .02#40 / 11,5 mm

**Gruppe B2 [RB4]:** *RebildaDC* / .04#40 / 10,0 mm

**Gruppe C2 [RB6]:** *RebildaDC* / .06#40 / 9,0 mm

Es folgte die Dekoronation entsprechend der jeweiligen Arbeitslänge und Aufbereitung der Kanäle mit Hilfe des *BioRace*- (*FKG Dentaire SA*) und des *FlexMaster*- (*VDW*) Feilensystems auf die angegebenen Aufbereitungsparameter.

Die Kanäle wurden mit Natriumhypochlorit (*NaOCl*) gespült und anschließend mit Papierspitzen ISO 35 getrocknet, um sie für die Obturation vorzubereiten. Hierbei kamen konfektionierte Stahlspreader (*Komet*) als Kernmaterial zum Einsatz, deren Oberflächen im *Rocatec*-Verfahren (*3M Espe*) vor der Insertion silikatisiert wurden.

Die Spreader wurden je nach Gruppe mit einem der beiden Befestigungskomposite, *BiFixSE* oder *RebildaDC*, eingebracht und im Anschluss 14 Tage lang unter Licht-ausschluss im feuchten Milieu bei 36°C chemisch gehärtet. Zur Ermittlung der Haftkraftwerte erfolgte die *Pullout*-Analyse mit Hilfe einer *Zwick*-Universalprüfmaschine 1120 (*Zwick Roell*) nach dem Versuchsaufbau nach *Ebert et al* (41). Die erfassten Scherfestigkeitswerte wurden mit Hilfe der Software *SPSS 22.0* (*IBM*) statistisch ausgewertet und in der Folge analysiert.

### 1.1.3 Ergebnisse

Die Haftkraftwerte lagen bei Betrachtung im Medianwert in einem Bereich zwischen 2,95 MPa (Gr. A2) und 3,58 MPa (Gr. C2). Im Kruskal-Wallis-Test konnte ermittelt werden, dass sich die Werte weder im Bezug auf alle Gruppen ( $p = 0,32$ ) noch in Relation der einzelnen Untergruppen innerhalb einer Kompositgruppe (*Bifix*-Gruppe:  $p = 0,95$ ; *Rebilda*-Gruppe:  $p = 0,11$ ) signifikant voneinander unterscheiden.

Der Paarvergleich nach Mann-Whitney-U ließ Rückschlüsse ziehen, ob unterschiedliche Koni innerhalb der gleichen Kompositgruppe oder der gleiche Konus bei Gegenüberstellung der eingesetzten Befestigungskomposite zu signifikant voneinander abweichenden Scherkraftwerten führten. Im Falle beider Betrachtungen konnten keine signifikant höheren oder niedrigere Scherfestigkeitswerte verzeichnet werden.

Die Analyse der Frakturmodi wies einen im überwiegenden Falle gemischten Frakturmechanismus auf. Eine minimale Verschiebung zu Gunsten eines adhäsiven Versagens zwischen Spreader und Befestigungskomposit konnte im Fall der Gruppen mit 2-prozentigem Aufbereitungskonus (Gr. A1/A2) beobachtet werden.

### 1.1.4 Schlussfolgerung

Die Aufbereitung eines Wurzelkanals mit Instrumenten der Konusgröße 2%, 4% und 6% sorgte weder für eine nennenswerte Verbesserung noch eine signifikante Verschlechterung der Haftkraftwerte. Auch der Einsatz und die Gegenüberstellung verschiedener Befestigungskomposite konnte diese Aussage untermauern und bestätigen. Es spielt somit in Hinblick auf den Haftverbund und der damit einhergehend suffizienteren Versorgung primär keine Rolle, mit welcher der hier untersuchten Instrumentengröße ein Wurzelkanal vor der Stiftinsertion aufbereitet wird.

Diese Schlussfolgerung muss jedoch in Limitation dieser Studie kritisch hinterfragt und beurteilt werden. So können steigende Konusgrößen und die Unter-

suchung weiterer Befestigungsmaterialien durchaus signifikante Veränderungen auf den Haftverbund zwischen Wurzeldentin und Befestigungsmaterial bedingen.

## **1.2 Abstract**

### **1.2.1 Objective**

Endodontics is the dental specialty concerned with the study and therapy of the dental pulp. The aim is to prevent and treat diseases of the dental pulp and surrounding periradicular tissues. Among a variety of treatments the root canal therapy is one of the most common procedures which obtains to eliminate the infection and to protect the decontaminated teeth from future microbial invasions with an obturation of the affected root canals (16).

To allow a sufficient removal of the infected structures and to adequately insert a point – most commonly made of gutta-percha – attached with a fixing material the root canal dentin has to be filed and shaped with endodontic files. Referring to this procedure there are numerous instrument systems as well as techniques which all need to consider two major parameters at the point to operate a proper filling: The taper and the ISO size.

A correlation among these two relevant factors and their influence on the strength of adhesive bonding between the root canal dentin and the luting agent has not been evidenced by studies yet.

### **1.2.2 Materials and Methods**

60 extracted single-rooted secondary human teeth with a straight root curvature were sampled out by x-ray studies. According to their complexion the 60 samples were deployed into 6 groups at 10 teeth per group. The teeth were prepared with tapers of 2%, 4% and 6% with an overall size of ISO 40. The working length was mathematically defined for any taper to reach a total surface area of  $\sim 18,8 \text{ mm}^2$  for any prepared specimen.

Comparatively two different luting agents were taken into consideration. *BifixSE* (VOCO) as a dual-cured universal self-adhesive resin cement and the combination of the self-etch dual-cured bond for any type of resin cement *FuturabondU* (VOCO) with the dual-cured flowable core build-up and post luting system *RebildaDC* (VOCO).

Each of the 6 groups specified the used luting material, the taper and the ISO sizing in greater detail which led to the following structuralizing:

- Gr. A1** [BF2]: *BifixSE* / .02#40 / 11,5 mm
- Gr. B1** [BF4]: *BifixSE* / .04#40 / 10,0 mm
- Gr. C1** [BF6]: *BifixSE* / .06#40 / 9,0 mm
- Gr. A2** [RB2]: *RebildaDC* / .02#40 / 11,5 mm
- Gr. B2** [RB4]: *RebildaDC* / .04#40 / 10,0 mm
- Gr. C2** [RB6]: *RebildaDC* / .06#40 / 9,0 mm

After that the teeth were decoronated to their particular working length and the canals were prepared with rotary mechanical file sequences of the *BioRace-* (FKG Dentaire SA) and *FlexMaster-* (VDW) system to their determined parameters. Throughout this process the canals were flushed with sodium hypochlorite (*NaOCl*) as the disinfecting irrigant as well as to debride the canals from the infected tissue and dried out with paper points in the following. Customized stainless steel spreaders used as the core material were silicated (*Rocatec*, 3M Espe) and inserted with one of the objective luting agents. The utterly chemical polymerization phase was adhered for 14 days under moist and light excluded conditions at a temperature of 36°C. The specimens were subjected to a *Pullout* test where the required amount of force to dislodge the spreader was measured in *MPa* units. For this purpose the universal testing machine *Zwick 1120* (*Zwick Roell*) was used (41).

Finally the results were statistically analyzed with the *SPSS 22.0* (*IBM*) software.

### 1.2.3 Results

The median for the shear bond strength was in a range within 2,95 MPa (Gr.

A2) and 3,58 MPa (Gr. C2). With a significance level of  $p [\alpha] \geq 0,05$  the Kruskal-Wallis test pointed out that the results were not significantly differing in consideration of neither among all groups ( $p = 0,32$ ) nor among the subgroups of the luting agents (*Bifix* - gr.:  $p = 0,95$ ; *Rebilda* - Gr.:  $p = 0,11$ ). The paired comparison with the Mann-Whitney U-test allowed a statement if varying tapers within the same luting agent group or similar tapers in comparison with a differing luting agent were resulting in diverging values of the determined bond strength. In the case of both perspectives the results were not significantly higher or lower.

The analysis of the fracture modes predominantly showed a mixed fractured mechanism of the spreader decementation. A minimal shift in favour of an adhesive failure between the spreader and the luting agent could be noticed for the groups with a .02 taper (Gr. A1/A2).

#### **1.2.4 Conclusion**

Post canal instrumentation with files of a 2%, 4% or 6% taper neither ensure a clinically significant increase nor a decrease. This statement could be also confirmed by comparing different luting agents. For the shear bond strength as a qualitative factor of a sufficient treatment it is immaterial which taper is used to prepare the root canal before a proceeded post insertion.

From a critical perspective this conclusion has to be seen in the limitations of this study. Higher tapers or the appraisal of further fixing materials (e.g. root canal sealers) might cause significantly differing shear bond strength values in between the root canal dentin and the exerted agent.

## 2 Einleitung

Das Ziel einer Wurzelkanalbehandlung ist die Beseitigung der irreversibel entzündeten oder gar infizierten Pulpa-Dentineinheit. In der Regel folgt ein hermetischer Verschluss des Kanalsystems, um die Rekontamination durch Mikroorganismen langfristig zu verhindern (16, 61). Die Einflüsse und Faktoren für eine maximal suffiziente Behandlung können dabei sehr vielfältig sein. Als herausragendes Kriterium kann jedoch der Haftverbund zwischen Wurzeldentin, dem Füllmaterial und dem Befestigungsmaterial genannt werden (41). Neben Parametern wie medikamentösen Einlagen, der Durchführung unterschiedlicher Spülprotokolle, der Beschaffenheit und Anatomie des vorliegenden Dentins, die Wahl des Befestigungsmaterials, die Konditionierung des Wurzelkanals determiniert (4, 11, 24, 84, 85, 87, 141, 178) auch die Wahl der Aufbereitungskenngrößen den Erfolg einer derartigen Versorgung (76, 92, 111, 135).

Der Wurzelkanalfüllung ist der Schritt der Wurzelkanalpräparation vorgeschaltet im Rahmen derer kontaminiertes Dentin abgetragen werden soll und die Wurzelkanalanatomie soweitgehend verändert wird, dass ein Füllmaterial optimal appliziert werden kann (182). Der Zahn sollte bei diesem Vorgehen nach Möglichkeit nicht in dem Maße geschwächt werden, dass Wurzelfrakturen die Folge sein könnten (182). Dies zum Ziel kommen sowohl manuell als auch maschinell betriebene Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung in Frage, so genannte Feilen. Hierbei gelten individuell für jeden Zahn, übergeordnet welchen Feilensystems und welcher Feilensequenz, drei Kenngrößen als entscheidend für die Präparation des Wurzelkanals: die Aufbereitungslänge, die normierte ISO-Größe (oder auch Durchmesser), sowie der Aufbereitungskonus. Sie entscheiden über die letztendliche Form vor Abfüllen des Kanals.

Die Parameter Aufbereitungslänge sowie die aufzubereitende ISO-Größe wurden bereits hinsichtlich ihres Einflusses auf die Haftkraft der nachfolgenden klinischen Restauration untersucht. So konnte gezeigt werden, dass mit einem Anstieg der Aufbereitungslänge eine erhöhte Haftung zwischen Füllmaterial und Dentin einhergeht (76, 92, 111). Gleiches konnte für die Erhöhung des aufbereiteten Wurzelkanaldurchmessers durch die Verwendung höherer ISO-

Größen verzeichnet werden, was unter anderem auf die Vergrößerung der Haftfläche zurück geführt wurde (76, 92, 111). Bezüglich der Konizität wurde eine Schwächung der Restzahnhartsubstanz im Bereich der Wurzel festgestellt, was ein verstärktes Frakturrisiko bei größerem Konus mit sich brachte (182). Die Datenlage bezüglich einer Aussage darüber, inwieweit der Konus den Haftverbund innerhalb endodontologischer Behandlungen beeinflusst, ist in der Literatur bislang noch nicht belegt. Die modernen Möglichkeiten und die Vielzahl an Feilensystemen um einen Wurzelkanal aufzubereiten zeigen dabei, wie relevant es klinisch gesehen ist einen derartigen Zusammenhang zu beleuchten und zu erörtern.

Darum hat es sich diese Studie zum Ziel gesetzt, den Sachverhalt zu untersuchen, inwiefern ein zunehmender Konus bei gleichbleibendem Flächeninhalt die *Pullout*-Kraft von adhäsiv befestigten Füllmaterialien beeinflusst. Hierbei wurden zwei Befestigungskomposite einander gegenübergestellt. Das selbstadhäsive dualhärtende *BifixSE* (VOCO) und das dualhärtende *RebildaDC* (VOCO) in Verbindung mit dem Universaladhäsiv *FuturabondU* (VOCO). Die Ergebnisse werden im Folgenden dargestellt und diskutiert.

### 3 Literaturübersicht

#### 3.1 Wurzelkanalaufbereitung

Die Endodontologie als ein Teilbereich der konservierenden Zahnmedizin setzt sich zum Ziel Erkrankungen der Dentin-Pulpaeinheit zu therapieren. Es steht bei dieser Art der Behandlung der Erhalt des eigenen Zahns unter funktionellen und ästhetischen Gesichtspunkten im Fokus. Die DGZMK formulierte hierbei das Ziel, dass eine langfristige Erhaltung des Zahns als funktionsfähige Kaueneinheit angestrebt werden und durch die Wiederherstellung gesunder periapikaler Strukturen umgesetzt werden solle (16). Technisch gesehen soll einer bakteriellen Rekontamination, durch entsprechende Aufbereitung mit Wurzelkanalinstrumenten und darauf folgendem hermetischem Wiederverschluss, vorgebeugt werden. Hierbei sollen im Rahmen der Obturation des Wurzelkanalsystems neben den Wurzelkanalforamina auch die Dentinkanälchen und akzessorischen Kanäle verschlossen werden. Die Wurzelkanalfüllung selbst soll dabei ein mittels Wurzelkanalsealer fixiertes (semi-)solides Material sein (47).

Als ein integraler Bestandteil und hinsichtlich Erfolg oder Misserfolg entscheidender Faktor ist die Wurzelkanalaufbereitung zu nennen. So soll neben der Entfernung des Pulpagewebes, der ursächlichen Mikroorganismen und im Zuge der Aufbereitung entstandene Debris, auch eine für die spätere Wurzelkanalfüllung entsprechende Formgebung sichergestellt werden (16). Hierbei sollte der aufbereitete Kanal den ursprünglichen Wurzelkanal im Durchmesser überlagern und ihn somit umschließen (47). Die Anforderung, den erweiterten Wurzelkanal mittels Guttaperchastift später hinaus wieder zu verschließen, macht eine sich von koronal nach apikal verjüngende konische Aufbereitungsform erforderlich (47). Eine Schädigung des den Zahn umgebenden Gewebes, wie sie beispielsweise im Zuge einer *Via falsa* oder einer apikalen Überinstrumentierung erfolgen kann, gilt es zu vermeiden, da dies ursächlich für eine Rekontamination der betroffenen Strukturen sein kann (175). Um dem entgegen zu wirken, sollen alle Wurzelkanalinstrumente lege artis verwendet werden und die Konstriktion im apikalen Bereich des Kanals als

Stopp wahrgenommen werden (47).

### **3.2 Wurzelstiftversorgung**

Ein endodontologisch behandelte Zahn sollte je nach Restsubstanz koronaler Zahnanteile soweit versorgt werden, dass ein zusätzlicher Substanzverlust möglichst ausgeschlossen werden kann (103). Eine Möglichkeit bietet hierbei die Versorgung, nach erfolgter Wurzelkanalfüllung, mit einem Wurzelstift und dem anschließenden Aufbau des Zahns. Dies geschieht mit Hilfe einer mehrflächigen Füllung bei Vorhandensein einer Kavitätenwand oder einer Aufbau-füllung zur weiteren prothetischen Versorgung mittels Krone, wenn keine weitere Kavitätenwand vorhanden ist (121). Der Wurzelstift erfüllt hierbei den Zweck eine erhöhte Retention für derartige Maßnahmen zu schaffen (104).

Einen entscheidenden Faktor für eine langfristig erfolgreiche Stiftversorgung stellt unter anderem das Befestigungskomposit dar. Es sollte idealerweise neben, sowohl maximaler Retention im Kanal als auch maximaler Retention für die prothetische Versorgung, Charakteristika wie eine hohe Biokompatibilität, ein dem Dentin ähnliches Elastizitätsmodul, ein einfaches Handling bezüglich Insertion und Entfernung, substanzschonende Faktoren aufweisen sowie einem gewissen Maß an ästhetischen Ansprüchen genügen (3). Hierbei kommen Metallstifte (u.a. Titan), faserverstärkte Stifte (mit Karbon bzw. Glasanteilen) oder Keramikstifte infrage, deren Vorteile es je nach Indikation abzuwägen gilt.

In puncto Biokompatibilität weisen neben Titanstiften auch Keramikstifte angemessene Voraussetzungen zur postendodontischen Versorgung auf (49). Ihr Nachteil liegt vor allem in ihrem hohen Elastizitätsmodul (Ni-Cr: 200 Gpa) (122). Dies ist durch eine deutliche Abweichung von jenem des Dentins (~19 Gpa), was vermehrt zu Wurzelfrakturen führt, begründet (36, 91). Ein weiterer Nachteil ist eine erschwerte Entfernbarkeit im Falle einer Stiftfraktur (15).

Keramikstifte weisen schwächere Werte, bezüglich der Haftkraft, als andere Stiftsysteme auf. Dies gilt vor allem bei Verwendung konventioneller Zemente, die auf kurze Sicht zunächst gute Werte erreichen konnten (5, 22, 58, 97). Im Bezug auf die Langlebigkeit bestätigte sich diese Beobachtung jedoch (113,

118).

Diesbezüglich ist den faserverstärkten Stiften der Vorzug zu gewähren, da sie werkstoffkundlich gesehen ein dem Wurzeldentin ähnliches E-Modul (Glasfaserstift ~54 GPa; Dentin ~19 GPa) aufweisen (13, 39, 60, 82, 123), sowie im Falle einer Stiffaktur oder erforderlichen Stiffrevision leichter zu entfernen sind (157). Kritische Wurzelfrakturen von longitudinalem Frakturmuster oder unterhalb des Knochenlevels konnten so im Gegensatz zu Metallstiften reduziert werden (120).

Die Bildung eines Monoblocks zwischen Wurzelkanal, dem Befestigungsmaterial, dem Glasfaserstift und dem Aufbaumaterial stabilisiert den Zahn sogar zusätzlich (2, 30, 66). Auch eine verbesserte Ästhetik geht mit glasfaserverstärkten Stiffeneinher (18). Auf Grund dieser Faktoren ist ihre Popularität in der klinischen Anwendung vor allem gegenüber Metallstiften stark gestiegen, weshalb Metallstiffversorgungen als weitestgehend obsolet betrachtet werden können (82, 85).

Als nachteilig sind häufige *in vitro* wie *in vivo* nachgewiesene Dezementierungsprozesse zu nennen, auch wenn Erfolgsraten mit teilweise 95%-97% angegeben wurden (6, 28, 65, 94). Dies tritt vor allem dann auf, wenn keine präzise Passung zwischen Keramikstift und aufbereitetem Stiffschacht vorliegt (135).

Wesentlich für die Langzeitprognose eines mittels Wurzelstiff restaurierten Zahns ist in jedem Fall eine ausreichende zirkuläre Fassung mittels einer indirekten Versorgung im Sinne eines Fassreifendesigns, das so genannte "Ferrule-Design" (s. im weiteren Verlauf dieses Unterpunkts) (104, 150).

Das letztendliche Stiffdesign reicht von parallel, über konisch bis hin zu schraubgewindeförmigen Stiffkonfigurationen. Der konische Stiff vereinigt den Vorteil einer dem Radix anatomisch angepassten Form und einem dadurch verringerten Zahnhartsubstanzverlust des apikalen Drittels in sich, wodurch eine Reduzierung an Wurzelfrakturen, im Vergleich zu parallelen und schraubgewindeförmigen Stiften, verzeichnet werden konnte (104, 137). Konische Stiffe weisen jedoch eine geringere Retention auf und sorgen durch ihre keilähnliche Form für koronale Spannungsanhäufungen (29, 76). Der Anspruch einer höheren Retention bei gleichzeitig höherem Substanzverlust (bis hin zu einer

Perforationsproblematik) kann jedoch einem parallelwandigen gegenüber einem konischen Stift zugesprochen werden (152).

Ebenfalls hohe Retentionseigenschaften vereinigen Stifte mit Schraubgewinde in sich (152). Das Eindrehen in vorgebohrte Stiftschächte oder Stifte mit selbstschneidenden Gewindeeigenschaften induzieren jedoch verstärkt Spannungen und daraus resultierende Risse im Dentingefüge (136). Eine Kontamination der betroffenen radikulären Bereiche kann nicht mehr ausgeschlossen werden.

Allen Materialien und potenziellen Formen übergeordnet können einige Anforderungen im Rahmen der Wurzelstiftversorgung formuliert werden. Sie unterliegen physikalischen Gegebenheiten, deren Missachtung wiederum Wurzel- und Stiftfrakturen zur Folge haben können:

- Stiftaufbau im "Ferrule-Design" 2 mm innerhalb des marginalen Dentins präpariert (104, 150)
- Stiftlänge liegt über Hälfte und unter 2/3 der Wurzellänge (4)
- Retentiver Stifanteil entspricht Länge klinischer Krone (143)
- Stiftdurchmesser unterhalb 1/3 Wurzeldurchmesser bei 1 mm Restdentinstärke (29, 104)
- 3-5 mm apikal verbleibende Wurzelfüllung (4)

Parameter wie Stiftlänge und Stiftdurchmesser können Einfluss auf den Haftverbund nehmen. Ein längerer Stift geht stets mit einer erhöhten Haftung einher und auch für größere Stiftdurchmesser konnten erhöhte Messwerte verzeichnet werden (76, 92, 139, 143, 152). Eine vergrößerte Haftfläche, eine bessere Feuchtigkeitskontrolle sowie eine erhöhte Rigidität wurden hier diskutiert (76). Der Einfluss des Tapers auf Wurzelfrakturen wurde in soweit beschrieben, dass ein erhöhter Taper signifikant die Wurzel schwächt, was in der Folge zu Wurzelfrakturen führen kann (182). Über den Einfluss der Wurzelkanalkonizität auf den Haftverbund liegen bis lang noch keine Untersuchungen vor.

Die Weiterversorgung durch eine Stiftinsertion verfolgt primär das Ziel, eine größere Retentionsfläche für folgende CoreBuildUp-Maßnahmen zu generieren

und eine verbesserte Retention für prothetischen Zahnersatz zu ermöglichen. Einer Stiftversorgung darf nicht fälschlicherweise eine stabilisierende Wirkung auf die Restzahnhartsubstanz zugesprochen werden. Ganz im Gegenteil können Hebelmechanismen und iatrogen induzierte Fehler zu einer zusätzlichen Schädigung des Zahns beitragen und in der Folge umliegendes Gewebe schädigen (104).

Um Wurzelfrakturen effizient vorzubeugen, wird das so genannte "Ferrule-Design" genutzt, wobei der Zahn nach dem Stiftaufbau oder dem reinen Aufbau durch ein CoreBuildUp-Material so präpariert wird, dass die Präparationsgrenze 2 mm im Bereich der natürlichen Zahnhartsubstanz und nicht im Bereich des Aufbaumaterials liegt (104, 150). Der Zahn wird somit körperlich durch die postendodontische Versorgung gefasst und der zervikale Stress, mit möglicher Wurzelfraktur als Folge, minimiert (184). Die Langzeitprognose kann durch das "Ferrule-Design" maßgeblich angehoben werden. Es sollte auch bei stark zerstörten Zähnen, durch vorangestellte chirurgische Kronenverlängerung oder kiefer-orthopädische Extrusion, versucht werden dies umzusetzen (70, 129, 154).

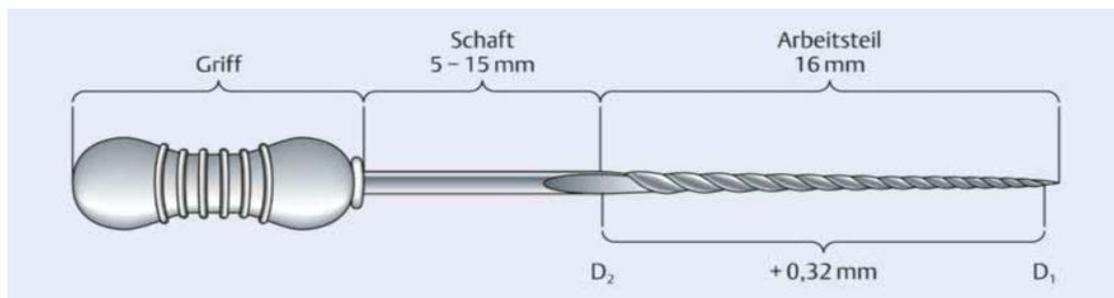
Mit Beachtung dieser Regeln und Abwägen der vorgegebenen Stifteigenschaften kann eine suffiziente Versorgung gewährleistet werden. Einer frühzeitigen Extraktion, durch einen longitudinal frakturierten Zahn, wird somit erfolgreich entgegen gewirkt.

### **3.3 Wurzelkanalinstrumente**

Zur Wurzelkanalaufbereitung bedient man sich solcher Instrumente, die eine Wurzelkanalanatomie entsprechende Erweiterung des Kanals ermöglichen. Hierbei unterscheidet man zwischen Handfeilen und maschinell betriebenen Feilen (69).

Die Instrumente unterliegen einer ISO-Normierung nach Vorgaben der ISO 3630. Der schneidfähige Anteil des Instruments beträgt dabei immer 16 mm. Längenunterschiede ergeben sich über variable Schaftlängen. Die ISO-Größe ist dabei mit dem Durchmesser  $d_1$  in 1/100 mm bei 1 mm Abstand von der

Instrumentenspitze deklariert. Die Konizität oder auch Taper genannt, gibt die Durchmesserzunahme des Instruments in Prozent pro Millimeter Länge des Arbeitsteils an. So ergibt sich, dass eine Feile der ISO-Größe 20 an der Stelle  $d_1$  einen Durchmesser von 0,02 mm und durch einen Taper von 2% am Ende des Arbeitsteils einen Durchmesser  $d_2$  von 0,32 mm hat. In abgekürzter Schreibweise kann dieses Instrument als .02 #20 bezeichnet werden (142).



**Abb.1:** ISO-Normierung für Wurzelkanalinstrumente

Die Feilenkonfigurationen unterscheiden sich vor allem durch verschiedene Querschnitte sowie die Winkel der Schneiden zur Instrumentenachse (142). So weist zum Beispiel der dreieckige Querschnitt einer Instrumentenspitze in seiner Geometrie gegenüber einem rhombischen Querschnitt eine höhere Schneidfähigkeit auf. Ein niedriger Tangentenwinkel lässt tendenziell eher eine rotierende, ein hoher Tangentenwinkel lässt eher eine stoßend-ziehende Arbeitsweise zu (142).

Im Bezug auf die maschinelle Aufbereitung stehen unter anderem Nickel-Titan-Instrumente zur Verfügung, die in vollrotierender Art und Weise angewendet werden können und vor allem flexibler sind als Stahlfeilen (62, 155).

Im Folgenden werden zwei dieser Systeme vorgestellt.

### 3.3.1 *BioRace*-Instrumente

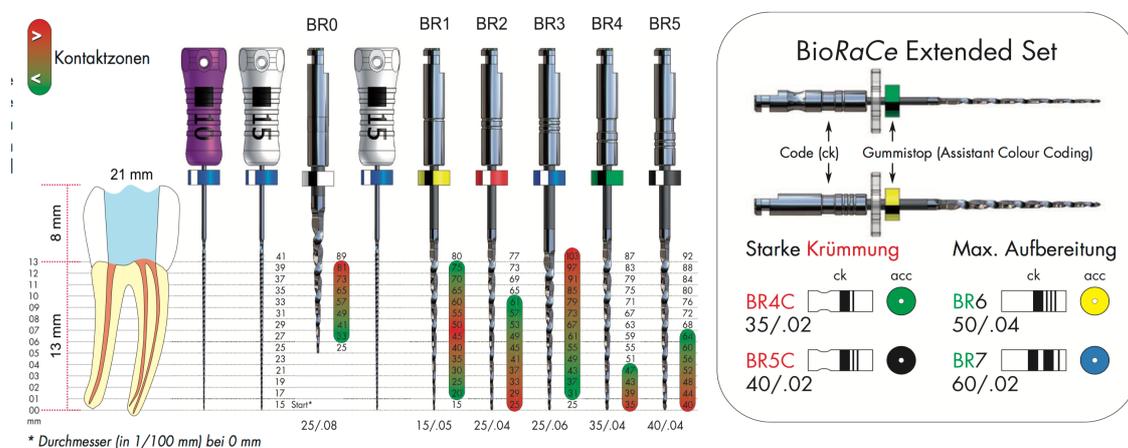
Das *BioRace*-System (FKG) hat es sich zur Aufgabe gemacht, besonders effizient die nach dem anatomischen Diagramm vorgesehenen Aufbereitungsgrößen im apikalen Drittel zu erreichen. Hierbei unterscheidet es sich von anderen Systemen durch eine Instrumentensparende und weniger zeitintensive

Aufbereitungsmethode (52).

Dazu werden lediglich 6 Nickel-Titan-Feilen benötigt die von BR0 bis BR5 durchnummeriert sind. Die Erweiterung besonders gekrümmter Kanäle kann durch zwei weitere Feilen des so genannten *Extended Sets* vollzogen werden, wobei diese Feilen lediglich einen Konus von 2% aufweisen (BR4C .02 #35 und BR5C .02 #40). Besonders große Kanäle können durch die Feilen BR6 und BR7 des *Extended Sets* aufbereitet werden. Weitere Charakteristika der *BioRace*-Feilen sind ein dreieckiger Instrumentenquerschnitt bei nicht schneidender Spitze, alternierende Schneidekanten, die ein Einschrauben in den Kanal verhindern, sowie eine elektrochemische Oberflächenpolitur zur gesteigerten Oberflächenvergütung (52). Es wird in der Single-length-Technik bei 500-600 Upm und 1 Ncm drehmoment-begrenzt angewendet (52).

Zunächst wird nach einer Längenmessbestimmung des Kanals eine .02 #15 Handfeile auf die ermittelte Arbeitslänge gebracht. Die BR0 Feile (.08 #25) übernimmt die Aufgabe der koronalen Erweiterung (engl. flaring) und stellt den koronalen Anteil des Kanals bei 4-6 mm Kanallänge dar. Mit den Feilen BR1 (.05 #15), BR2 (.04 #25) und BR3 (.06 #25) wird auf volle Arbeitslänge aufbereitet bei entsprechendem Abtrag der Kontaktzonen im zuerst mittleren, dann apikalen und im Anschluss koronalen Kanaldrittel im Laufe der Feilensequenz. Die Feilen BR4 (.04 #35) und BR5 (.04 #40) vollenden die angestrebte apikale Aufbereitung. Bei größeren Kanälen müssen weiterhin die Feilen BR6 (.04 #50) und BR7 (.02 #60) bemüht werden (51).

Alle Schritte erfolgen mit Zwischenspülung und Rekapitulation durch die .02 #15 Handfeile.



**Abb. 2:** BioRace-Feilensystem (li.: Basic Set; re.: Extended Set) (52)



### 3.4 Adhäsiver Haftmechanismus

Der Haftverbund zwischen Befestigungskomposit und Wurzel dentin ist verschiedenen Prozessen unterworfen, deren allgemeiner Überbegriff als Adhäsion zusammengefasst werden kann. Mit Adhäsion wird das Anhaften gleicher oder verschiedenartiger Stoffe entlang ihrer Oberflächen beschrieben (55, 98). Dieser Vorgang kann zwischen zwei Flüssigkeiten oder zwischen den Oberflächen eines flüssigen und eines festen Stoffs auftreten. Hierbei wird der feste Körper, das Adhärenz, von der flüssigen Komponente, dem Adhäsiv, entlang der Kontaktfläche (auch Grenzfläche genannt) benetzt und es kommt zur adhäsiven Verbindung der beiden Komponenten (55, 98).

Als chemische Adhäsion werden solche Verbindungen bezeichnet bei denen es zwischen Adhärenz und Adhäsiv zu einem gemeinsamen Zugriff auf gleiche Elektronen kommt. Diese Verbindungen werden als Primärbindungen bezeichnet. Sie können sich im Zuge einer Ionenbindung als ein vollständiger Anspruch und im Rahmen einer kovalenten Bindung als ein partieller Zugriff auf gleiche Elektronen vollziehen (55, 79, 98). Es kommt zur Verkürzung intermolekularer Abstände beider Stoffe durch die Neuordnung der Moleküle, was in Analogie zu den Befestigungskompositen als Polymerisationsschrumpfung bezeichnet werden kann (79). Sie liegt bei dentalen Kompositen im Bereich zwischen 2%-5% (25, 42, 80).

Als Sekundärbindungen bezeichnet man Verbindungen physikalischer Adhäsion. Es kommt zu intramolekularen Wasserstoffbrückenbindungen, van-der-Waals-Kräften und Dipol-Dipol-Bindungen, deren Anziehungskräfte energetisch schwächer sind als die der Primärbindungen. Solche Verbindungen sind reversibel (98, 116).

Mit rein mechanischer Adhäsion wird eine mikroretentive Verzahnung zwischen Adherent und Adhäsiv bezeichnet. Es kommt zu einem Kontakt des flüssigen Stoffs in den Unebenheiten und Vertiefungen des festen Stoffs (55). Hierbei ist entscheidend, wie gut das Adhäsiv das Adherent benetzen kann. Dies ist abhängig vom Kontaktwinkel zwischen den beiden Komponenten, der Ober-

flächenenergie des Feststoffs und mit welchem Druck das Adhäsiv auf die Oberfläche des Adherents appliziert wird (55, 98). Es lässt sich in Analogie zu den Stiftbefestigungen so interpretieren, dass ein suffizienter Verbund zwischen Befestigungskomposit und Wurzel dentin vom Fließverhalten und der Oberflächenaktivität des Komposits, sowie von der Oberflächenenergie und -beschaffenheit des Dentins abhängig ist. Letztere kann je nach Wurzelkanal auf Grund anatomischer Spezifitäten, wie Resorptionslakunen, akzessorischen Kanälen, Dentikeln und unterschiedlichen Ausprägungen an Tertiärdentinbildung, stark variieren (101). Auch die Dichte an Dentintubuli innerhalb einzelner Dentinabschnitte entlang des Wurzelkanals variiert deutlich. So liegen neben Unterschieden zwischen koronalem (57400 Tubuli/mm<sup>2</sup>) und radikulärem Dentin (14400-40000 Tubuli/mm<sup>2</sup>), auch Ungleichheiten innerhalb radikulärer Kanalabschnitte vor (102). Ein Gefälle der Dentintubulusdichte lässt sich mit 40000 Tubuli/mm<sup>2</sup> in Wurzelkanalabschnitten des koronalen Drittels gegenüber 14400 Tubuli/mm<sup>2</sup> des apikalen Drittels verzeichnen (101). Die Dichte nimmt somit sukzessiv ab. Ein einheitliches Bild darüber, ob dieser Zusammenhang zu höheren oder niedrigeren Haftkraftwerten zwischen Dentin und den zu untersuchenden Befestigungsmaterialien führt, geht aus der Literatur nicht eindeutig hervor (24, 53, 57, 61).

### **3.4.1 Komposithaftung im Wurzel dentin**

Um Wurzelkanalstifte im Zahn zu fixieren muss das Wurzelkanal dentin vor der Stiftinsertion entsprechend vorbehandelt werden. Der hydrophobe Befestigungskunststoff muss durch chemische und mikromechanische Adhäsion in Verbindung mit der hydrophilen Zahnhartsubstanz gebracht werden, was als Problematik erstmalig durch die Erfindung der Schmelz-Ätztechnik angegangen wurde (26). So liegt 70 Gew% anorganische Matrix, bestehend aus Hydroxylapatit, Kalziumphosphat, Magnesium und Spurenelementen, im Dentin vor. Bei weiteren 20 Gew% handelt es sich um organische Bestandteile, welche sich wiederum aus 90% Kollagenfasern und 10 Gew% Wasser zusammensetzen (117, 156). Dieser Aufbau erklärt den hydrophilen Charakter des Dentins. Prinzipiell galt es beim Beheben dieser Diskrepanz einen Weg zu finden, Kunststoffmonomere in die Zahnhartsubstanz infiltrieren zu lassen, was durch

den Einsatz von Dentinadhäsiven als Haftvermittler gelang (95, 107). Hierbei ist der erste Schritt immer die Auflösung des Oberflächendentins durch eine Säure und der daraus resultierenden Freilegung kollagener Fasern (153). Desweiteren wird dadurch die Auflösung des während der Instrumentierung entstandenen *Smear layers*, einer 1-2 µm dicken amorphen Substanz aus Pulparesten, Odontoblastenfortsätzen, Speichel, Bakterien und Blutbestandteilen, durchgeführt. Ein Verbleib des *Smear layers* hätte ansonsten eine hemmende Wirkung auf die Penetrationsfähigkeit der darauf folgenden Substanzen und damit letztendlich negative Folgen für den Haftverbund zum Befestigungsmaterial (163, 177). Nach diesem Schritt erfolgt die Penetration durch hydrophile Mono- und Dimethacrylate, die unter Begleitung von Lösungsvermittlern (Aceton und Wasser), in das Kollagenfasernetz infiltrieren können. Dieser Vorgang wird "Priming" genannt (54). Das so fixierte Kollagenfasergeflecht wird durch Zugabe weiterer Monomere in Form von Methacrylaten, die bis in die Dentintubuli vordringen und dadurch so genannte "tags" formen, zur Ausbildung der Hybridschicht zwischen Dentin und Komposit angeregt. Diese Substanz wird als Adhäsiv bezeichnet. Die gebildete Schicht kann je nach Produkt zwischen 2-5 µm dick sein und ist maßgeblich an der Haftung des in der Folge anpolymerisierten Komposits beteiligt (125, 156).

Die Klassifikation der Komposite geht dabei auf die historisch gewachsene Einteilung nach Generationen zurück, die sich in Art und Anzahl der Anwendungsschritte unterscheiden. So hatten Komposite der 1. und 2. Generation die Schmierschicht zunächst erhalten oder modifiziert, was aber auf Grund der Gefahr einer bakteriellen Reinfektion, die vom Belassen des kontaminierten Materials ausging, schnell als unzulänglich galt (148, 158). Die 3. Generation beachtete die Entfernung des *Smear layers* unter selektivem Einsatz von Phosphorsäure auf dem Schmelz und selbstkonditionierenden Primern auf dem Dentin. Das selektive Ätzen wurde fälschlicherweise mit einer pulpaschädigenden Wirkung durch die Phosphorsäure in Verbindung gebracht (158). Es folgte das Auftragen von Primer, Adhäsiv und Komposit.

Die 4. Generation verband mit der Total-Etch-Technik das Ätzen von Schmelz und Dentin in einem Schritt. Eine weitere Vereinfachung erfolgte mit der 5. Generation und dem Zusammenlegen von Primer und Adhäsiv in einer

Komponente (64, 83). Die 6. Generation wurde durch saure Primer-Adhäsiv-Gemische in Form der Self-etch-Technik auf den Markt gebracht, bei denen hydrophobe und hydrophile Bestandteile in zwei Komponentensystemen vor Anwendung vermischt wurden. Die beiden Komponenten mussten kurz vor Anwendung gemischt werden, da sie ansonsten im sauren Milieu nicht stabil gewesen wären (44, 117). Das Problem des Mischens der Komponenten wurde in sauren Primer-Adhäsiv-Gemischen mit hydrolysestabilen Bestandteilen in Form von Kompositen der 7. Generation gelöst. Bei Kompositen der 6. und 7. Generation handelt es sich um so genannte One-Bottle-Systeme.

### **3.4.2 Dezementierung von Wurzelstiften**

Als einer der limitierenden Faktoren bezüglich der Langlebigkeit von Wurzelstiftversorgungen ist die vorzeitige Dezementierung der Stifte aus dem aufbereiteten Wurzelkanal zu sehen. Ein derartiger Vorgang wurde von 43% und damit als der am häufigsten auftretende Fehler im Rahmen derartiger Versorgungen von Zahnärzten in Deutschland angegeben (108). Dieser wird vorrangig sowohl durch adhäsive und intraradikulär-friktive Eigenschaften der eingesetzten Befestigungsmaterialien (s. "*Adhäsiv vs nicht-adhäsiv*" und "*Einschritt- vs. Mehrschrittsysteme*"), als auch durch Faktoren wie Stiftlänge, -durchmesser, -material und Aufbereitung (s. "*Wurzelstiftversorgung*") (134, 147) beeinflusst.

Die Ursachen für den frühzeitigen Verlust der Haftung können jedoch sehr vielfältig sein und liegen nicht immer nur in mechanischen Ursachen begründet. Mechanische Störfaktoren können vor allem durch die im Kapitel 3.2 ("*Wurzelstiftversorgung*") beschriebenen Aufbereitungs- und Stifanforderungen weitestgehend reduziert werden. So sind nach Van Meerbeek et al. auch Aspekte wie Mastikation, ständige Temperaturschwankungen, pH-Wertveränderungen und Ernährungsgewohnheiten Einflüsse im oralen Milieu, die sich negativ auf einen adäquaten Haftverbund auswirken können (134, 147, 158).

Die Integrität der Verbundflächen kann unter anderem durch die Bildung von Sekundärkaries entlang der Kanalwand beeinflusst werden, was weitestgehend

auf koronale Leakage oder Wurzelkaries zurückzuführen ist (85, 87, 185). Gleichermaßen verhält es sich bei der Befestigung von Stiften, die an sklerotisches Dentin gebunden sind, was vor allem dann auftritt, wenn die Stiftpräparation keinen ausreichenden Abtrag entsprechender Dentinabschnitte erzielen konnte (85, 87).

Im Zusammenhang mit Befestigungskompositen werden häufig Schrumpfprozesse diskutiert, die im Rahmen der Polymerisation der Metacrylatbestandteile des Befestigungskomposits entlang der Kanalwände auftreten und zu Riss-/ Randspaltbildung führen (24, 73). Dies gilt vor allem dann, wenn ein Missverhältnis zu Gunsten gebundener zu ungebundener Fläche (hoher C-Faktor) vorliegt (24, 73). Vorrangig werden zu hohe C-Faktoren dann beobachtet, wenn eine deutliche Diskrepanz zwischen aufbereitetem Raum und der Stiftgröße vorliegt oder bei ovalen und unförmigen Kanalkonfigurationen (61, 147). Der Schrumpfung entgegenwirken kann ein gutes Fließverhalten der Komposite (6, 61).

Intrinsische wie extrinsische Feuchtigkeit kann sich in Form von Wasserbläschen in das Gefüge einiger Materialien einbinden und zu Dezementierungsprozessen führen (22, 33).

Bei falscher Applikation, wie zum Beispiel dem alleinigen Beschicken der Stiftoberfläche, entstehen Hohlräume und Blasen, die wiederum eine suffiziente Verbindung des Materials mit der Dentinoberfläche verhindern und Dezementierungen befördern können (37, 96). Eine Applikation des Befestigungskomposits direkt in den Wurzelkanal kann solche Fehlerquellen verhindern (37, 162).

In der Literatur ist die Degradation der Kollagenfibrillen durch bakterielle Besiedlung, die Interaktion mit bakteriellen Enzymen und der Einfluss zahn-eigener Matrix-Metalloproteinasen (MMP) als negativer Einflussfaktor auf den Verbund der Dentin-Kunststoff-Hybridschicht aufgeführt (119, 157, 183). Unsicherheiten in der Ausbildung der Hybridschicht können auch bei Belassen von Debris, medikamentösen Einlagen (wie beispielsweise Calciumhydroxid)

und Wurzelkanalfüllmaterialresten festgestellt werden (4, 11, 84, 141, 178). Gleiches gilt für das Freiwerden von Sauerstoff im Rahmen von Spülungen mit *NaOCl* (43, 81, 112).

Auch die operativen Fähigkeiten des Operateurs nehmen Einfluss auf langzeitstabile Stiftbefestigungen (143).

Somit kann also eine Fülle an Faktoren zur Dezementierung sowie Folgeschäden führen, weshalb einer Verhinderung dieser Einflussfaktoren höchste Aufmerksamkeit zukommen sollte.

### **3.5 Befestigungskomposite**

Zur Befestigung von Wurzelstiften oder indirekten Restaurationen kommen zwei Arten von Befestigungsmaterialien in Frage. So finden sich neben den Befestigungskompositen auch Befestigungszemente in der klinischen Anwendung zur Befestigung solcher Versorgungen (90).

Komposite zeichnen sich durch ihren Abbindemechanismus aus (50). Durch Radikalisierung von Initiatoren kommt es zur Kettenpolymerisierung von im Wesentlichen Methacrylaten, die die so genannte organische Phase bilden. Die anorganische Phase, im Wesentlichen Füllstoffe aus Silikaten, wirken dabei einer Polymerisationsschrumpfung entgegen (115).

Der Radikalisierungs- und Aushärtungsprozess kann in photoenergetisch initiiert und rein chemisch unterteilt werden. Eine Mischform aus beiden Reaktionen wird als dualhärtend klassifiziert.

Die photosensitive Reaktion wird durch den Photoinitiator Kampherchinon eingeleitet. Seine chemische Verbindung wird durch Licht der Wellenlänge 450-490 nm, wie es handelsübliche Polymerisationslampen emittieren, zur Radikalisierung angeregt (7, 71, 115). Die Polymerisation wird somit gestartet. Ein hoher Polymerisationsgrad wird bei dieser Art der Aushärtung erzielt. Von Nachteil ist eine zum Teil niedrige Durchhärtetiefe und daraus resultierende ungleichmäßige Polymerisationsvorgänge. Sie ist auf Grund der Durchdringungstiefe der Photonen, durch verschiedene Faktoren (z.B. Helligkeit und Opazität des Befestigungskomposits), begrenzt (72, 180).

Der Abbindevorgang von rein chemisch polymerisierenden Kunststoffen läuft über zwei Komponenten ab, die nach Durchmischung zunächst die Radikalisierung und anschließend die Kettenreaktion herbeiführen. So befindet sich in der ersten Komponente der Initiator (Dibenzoylperoxid) und in der zweiten Komponente der Akzelerator (tertiär aromatisches Amin), die durch eine Redoxreaktion die Radikalisierung initiieren (50, 68). Hier härten im Gegensatz zu lighthärtenden Kompositen alle Schichten weitgehend sicher aus. Ein Nachteil ist eine längere und nicht steuerbare Aushärtephase (10). Dualhärtende Komposite kommen darum gerne und verstärkt zum Einsatz, da sie die Vorteile beider Abbindemechanismen vereinen können (1, 9).

Im Gegensatz dazu reagieren die Zemente auf der Ebene einer Säure-Base-Reaktion. Eine flüssige saure Komponente wird mit einer pulverförmigen basischen Komponente vermischt und es kommt zur Aushärtung (145, 161). Die bekanntesten Vertreter sind Zinkoxidphosphatzement und Glasionomerezement. Eine Konditionierung der Dentinoberfläche ist dank der sauren Komponente nicht erforderlich und auch die Voraussetzungen eines trockenen Arbeitsumfelds können weitestgehend vernachlässigt werden (145).

Für die Studie wurden das Befestigungskomposit *BifixSE* (VOCO) sowie die Kombination aus dem Universaladhäsiv *FuturabondU* (VOCO) und dem Komposit *RebildaDC* (VOCO) verwendet.

### **3.5.1 Adhäsive vs. nicht-adhäsive Befestigungsmaterialien**

Neben den adhäsiven Befestigungen von Wurzelstiften durch Befestigungskomposite kommen auch nicht-adhäsive Befestigungsmöglichkeiten in Frage. Diese stellten lange Zeit das Standardverfahren zur Zementierung von Stiftversorgungen jeglicher Art dar. Die beiden bekanntesten Vertreter sind Zinkoxidphosphatzemente und Glasionomerezemente (GIZ). Ihr Haftmechanismus beruht im Wesentlichen auf Friktion im präparierten Wurzelkanal, sowie in der Verkeilung intraradikulärer morphologischer Gegebenheiten und Irregularitäten auf der Stiftoberfläche (90).

Zinkoxidphosphatzemente sind, auf dem Stand von 2006, auf Grund lang-

jähriger guter klinischer Erfahrungswerte das meistverwendete Befestigungsmaterial für Stiftversorgungen in Deutschland (51%). Es folgen GIZ (34%) und Komposite (15%) (108). Es zeichnet sich desweiteren durch eine hohe Druckbelastung bei geringer Scherbelastung, einen günstigen Preis, sowie eine hohe Primärstabilität aus, was vor allem für Amalgamaufbauten auf vorgefertigten Stiften vorteilhaft ist (63, 67, 96, 176). Eine hohe Zytotoxizität dieser Präparate macht sie in der Anwendung für definitive restaurative Verfahren bei vitalen Zähnen weniger attraktiv. Dies spielt jedoch bei der Beurteilung im Zusammenhang mit avitalen Zähnen eine untergeordnete Rolle (93). Ihre hohe Sprödeheit wird von manchen Autoren für vorzeitige Dezementierungen und Wurzelfrakturen verantwortlich gemacht (4, 35).

GIZ vereinen die Vorteile einer kontinuierlichen kariostatischen Fluoridabgabe, eine gute Fließeigenschaft, einer ausreichenden Dimensionsstabilität, einen der Zahnhartsubstanz ähnlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK), einer ionischen Verbindung mit dem Kollagen im Dentin (trotz *Smear layer*), sowie einer einfachen Handhabung in sich (67, 75, 106). Dem gegenüber stehen die technisch sensitiveren Komposite. Als eindeutig nachteilig ist die geringe Stabilität bei jeglicher Art von Belastung zu beurteilen (27).

Das E-Modul von adhäsiven Materialien wird je nach Material zwischen 8-9 GPa gegenüber 13-22 GPa bei Zinkoxidphosphatzementen angegeben (109). Es soll dadurch bei Stiftbefestigungen, sowohl von Glasfaser- als auch Metallstiften, eine bessere Stressverteilung entlang der Dentinkanalwände bei Kaubelastungen aufweisen (E-Modul Dentin: 54 Gpa). Folglich werden weniger Dezementierungsprozesse beobachtet (13, 82).

Die Haftung von adhäsiven Befestigungsmaterialien, durch die Penetration des Adhäsivs in die Dentintubuli und der Ausbildung einer Hybridschicht mit Kunststoff-Tags, steht die weitgehend friktive Haftung der Befestigungszemente gegenüber. Hierbei kommen somit neben mikromechanischen auch chemische Faktoren zum Tragen (18, 74, 124), welche nach Alfredo et al. zu höheren Retentionswerten der Komposite, gegenüber den Zinkoxidphosphat- oder Glasionomern, führten (4). Dies konnte auch an Hand einiger weiterer Studien belegt werden (4, 31, 146). Gesteigert werden kann die Retention noch durch vorheriges Auftragen eines Haftvermittlers (86).

In der Verbindung des adhäsiven Befestigungsmaterials, nicht nur zwischen Dentin und Wurzelstift, sondern auch mit dem zum Aufbau verwendeten Core-BuildUp-Material liegt ein weiterer Vorteil dieser Stoffklasse, gegenüber den konventionellen Zementen, begründet. Bei den Zementen kommt es zu keiner Verbindung zum Aufbaumaterial (67). Die Verbindung der einzelnen Komponenten wird als Bildung eines Monoblocks verstanden, was zusätzlich Wurzelfrakturen vorbeugt. Die Ausbildung des Monoblocks ist vor allem bei ausgedehnten Hartschubstanzverlusten im koronalen Bereich von hoher Bedeutung (2, 12, 18). Eine den Zahn in seiner Integrität bewahrende Funktion konnte adhäsiven Materialien somit nachgewiesen werden (110, 140). Das Einbinden einer Präparation nach dem "Ferrule-Design" kann im Bezug auf Zinkoxidphosphatzemente zwar die nötige Kraft zur Dezementierung erhöhen (von 106,5 N auf 133,5 N), ist jedoch immer noch einer Befestigung mittels Befestigungskomposit unterlegen (138,7 N) (56).

Im Vergleich zwischen konventioneller Befestigung und adhäsiver Befestigung zeigten Komposite signifikant höhere Verbundwerte sowohl für glasfaser-verstärkte Komposit- als auch Metallstifte (18). Dieser Zusammenhang wird unter anderem darauf zurückgeführt, dass der hydrophobe Charakter der Stiftoberflächen eine bessere Benetzbarkeit, durch das ebenfalls hydrophobe Komposit, gegenüber den hydrophilen Eigenschaften der Zemente, ermöglicht (18). Bei sachgemäßer Anwendung der Kunststoffe wird die Penetration des hydrophilen Dentins durch die Ausbildung der amphiphilen Hybridschicht nicht beeinflusst (18). Als Vertreter mit den höchsten Haftkraftwerten wird nach Binus et al. *RelyXUnicem* (3M ESPE) ( $12 \pm 3$  MPa) angegeben, weshalb dieses Material klinisch gesehen empfohlen werden kann (18). Dies ließ sich auch bei simulierten Kauvorgängen durch thermomechanische Wechselbelastung bestätigen (*RelyXUnicem*: 212,2 N; GIZ: 112,4 N) (18, 59, 85). Eine 5-Jahres-simulation mittels TMCL bestätigte diese Aussage auch gegenüber Zinkoxid-phosphatzementen (110). Gleiche Ergebnisse wurden auch für das Material *BifixSE* (VOCO) gegenüber konventionellen Zementen nachgewiesen (41). Die Aussage dieser Studien sollte jedoch dahingehend relativiert werden, dass es auch im Bezug auf adhäsive Materialien Schwankungen hinsichtlich der Haftkraft gibt, weshalb jedes Material individuell beurteilt werden sollte (41, 92,

179).

Den Vorzug erhalten sollte (nach Alfredo et al.) jedoch Zinkoxidphosphatzement gegenüber adhäsiven Materialien im Zusammenhang mit einer vorangegangenen Behandlung mittels Sealern auf Eugenolbasis. Von einer Penetration durch das Eugenol in die Dentintubuli wird ausgegangen, was eine adhäsive Befestigung erschwert (4, 92). Diese Schlussfolgerung kann auch getroffen werden, wenn die entsprechende Wurzelkanalbehandlung mittels eugenolhaltiger Sealer bereits längere Zeit zurück liegt (3 Tage/4 Monate) (38). Von Nachteil bezüglich der Verwendung adhäsiver Komposite kann eine unzureichende Trocknung der Dentinoberfläche vor Stiftinsertion (20, 48), sowie die Tiefe und Orientierung der Dentintubuli sein (138, 181). Diese Voraussetzungen können zu höheren Haftkraftwerten zu Gunsten der Zinkoxidphosphatzemente führen (76).

Das als dicht geltende und nach Abbindung gering lösliche Komposit kann ein vorzeitiges Dezementieren, durch Vorbeugung von Sekundärkaries entlang von Aufbauten und Dentinkanälen, sicher verhindern. Dies wird durch eine hohe marginale Adaptation und einem damit einhergehenden suffizienten Wurzelkanalverschluss gewährleistet (14, 110, 128). Eine teilweise Verschiebung zu Gunsten der GIZ konnte bei längerer Betrachtung beobachtet werden (17, 185). Die hygroskopische Expansion von GIZ wird hierbei diskutiert (85). Die Faktoren Löslichkeit und Dichtigkeit von Kunststoffen gegenüber Zinkoxidphosphatzementen können jedoch als überlegen angenommen werden (136).

Durch Polymerisationsschrumpfung kann es entlang der Dentin-Stift-Oberfläche zu hohen Stresskonzentrationen kommen, was durch eine gesteigerte Volumstabilität mittels Zugabe von Silikaten kompensiert werden kann (151, 185). Dieser Vorgang wird für häufiges Versagen der Haftung von Befestigungskompositen in Verbindung mit Glasfaserstiften verantwortlich gemacht (65). Ein niedriger C-Faktor (Verhältnis zwischen gebundener und nicht gebundener Oberfläche) innerhalb des Kanals ermöglicht dabei weniger Schrumpfspannungen als Stiftpräparationen mit hohem C-Faktor (24).

Als Kompromiss zwischen Zementen und Befestigungskompositen wurden

kunststoffmodifizierte GIZ entwickelt, die bessere mechanische Eigenschaften, eine verringerte Feuchtigkeitssensitivität, eine geringere Löslichkeit und eine höhere Primärstabilität als herkömmliche GIZ aufwiesen (21). Hierbei wurden dem GIZ wasserlösliche Polymere zugesetzt (67). Polymerisations-schrumpfungen gleichen sie durch hygroskopische Expansion aus (34, 174). Vertikale Wurzelfrakturen (Binus et al.) und Dezementierungen (Romeed et al.) können die Folge dieser Volumenveränderungen sein (18, 131).

Es ließen sich gute Haftwerte zum Dentin feststellen, die jedoch stets unter denen von reinen Befestigungskompositen lagen (18, 131), was wiederum durch die hydrophilen Eigenschaften der GIZ gegenüber den hydrophoben Eigenschaften der Stifte zu begründen war (18, 27).

Nach Abwägung aller Vor- und Nachteile können Befestigungskomposite in der heutigen Zeit als Goldstandard hinsichtlich ihrer exzellenten Haftkraftwerte und ihrer Langlebigkeit in Verbindung mit Stiftversorgungen gesehen werden (23, 131).

### **3.5.2 Ein-Schritt- vs. Mehrschrittssysteme**

Beim Zementieren von Stiftversorgungen mit Befestigungskunststoffen werden sowohl konventionelle Mehrschritt-Systeme als auch neuere selbstätzende und selbstadhäsive Einschrittssysteme angeboten (s. Kap. "Haftung im Dentin").

Der Unterschied liegt im Wesentlichen darin, dass die Einschrittssysteme funktionelle Monomere, wie beispielsweise saure Phosphorsäureester, enthalten, die einen chemischen Verbund zum Dentin ohne vorhergehende Konditionierung der Oberfläche ermöglichen (3, 88, 124). Das erste Produkt für Stiftversorgungen auf dem Markt war *RelyXUnicem* (3M ESPE) (59).

Die Haftkraftwerte wurden mit denen von herkömmlichen adhäsiven Kunststoffen im Mehrschrittverfahren als vergleichbar angesehen (20, 41), auch wenn der Haftverbund in Verbindung mit glasfaserverstärkten Stiften kontrovers in der Literatur diskutiert wurde (6, 147, 149, 157).

Im Bezug auf die Primärstabilität konnten die selbstadhäsiven Komposite höhere Werte erzielen als Materialien in Mehrschritttechnik (20). Dieser Zusam-

menhang konnte bereits 10 Minuten nach Insertion festgestellt werden, was auf eine schnelle Chelatverbindung zwischen den sauren Phosphatmetacrylaten der Selbstadhäsive und dem Hydroxylapatit des Dentins zurückzuführen war (48, 50). Auch eine anfänglich höhere Friktion gegenüber später eintretenden chemischen Adhäsionsmechanismen ist denkbar (85). Die Werte beider Systeme näherten sich erst im Rahmen simulierter Alterungsprozesse einander an (3, 85).

Die Langzeitstabilität für selbstadhäsive Materialien konnte Studien nach zu urteilen, sowohl in einer klinischen Untersuchung über einen Zeitraum von 3 Jahren, als auch in einer 5-Jahressimulation unter klinisch-funktionellen Belastungen, als gut befunden werden (109, 110).

Die Fehlersensitivität im Rahmen der Verwendung von Mehrschrittsystemen ist eine mögliche Erklärung für einen Haftkraftverlust gegenüber selbstadhäsiven Systemen mit einfacherem Handling (20, 48). So sorgten unter anderem Mehrschrittverfahren deren Adhäsive oder Bondingkomponenten lichtinduziert polymerisierten für verringerte Haftkraftwerte gegenüber chemischhärtenden selbstadhäsiven Einschrittssystemen. Dies machte sich vor allem im apikalen Drittel der Wurzeln bemerkbar (126). Die Feuchtigkeitssensitivität einiger Mehrschrittverfahren konnte in Einschrittverfahren durch eine optimale Wassermenge und durch hydrophile Abbindevorgänge verbessert werden (78, 99, 124, 130, 144). Dies schaltet die Fehlerquelle der Trocknung von Kanälen, sowie die ohnehin schwierige Beurteilung der Kanalfeuchtigkeit, gänzlich aus (33). Auch über die Haftung an *Smear layern* von selbstadhäsiven Materialien wurde berichtet (124, 147).

Der Umstand einer vereinfachten Anwendung und geringeren Applikationszeiten bei der Befestigung von Wurzelstiften mittels selbstadhäsiven Kompositen stößt klinisch auf große Akzeptanz (20). Auch eine höhere Dichtigkeit im Randschluss konnte durch selbstadhäsive Materialien verzeichnet werden (85).

Jedoch können auch die Art und die Anzahl der Schritte im Bezug auf Adhäsivsysteme ganz unterschiedliche Haftkraftwerte erzielen, weshalb ein pauschaler Zusammenhang, zwischen der Anzahl der Schritte und einer Verschlechterung im Bezug auf die Haftkraft, nicht hergestellt werden kann (48, 100). So wurden

vor allem für 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsivsysteme gute und hohe Haftkraftwerte im Zusammenhang mit Wurzelstiftversorgungen erzielt (24, 48). Vor allem der Einsatz von Primern und ihrer Bildung freier Radikale durch Aktivierung wird in diesem Zusammenhang in der Literatur diskutiert (8, 92, 120).

Auch wenn innerhalb von *In vitro*-Studien suffiziente Haftkraftwerte für beide Anwendungsarten gefunden werden konnten, so muss die klinische Überlegenheit von Einschrittssystemen anerkannt werden. Diese Art der Komposite wird wohl auch in Zukunft im Fokus der Entwicklung stehen (24, 41, 92, 120, 124, 134).

### **3.5.3 BifixSE**

Das dualhärtende selbstadhäsive Befestigungskomposit *BifixSE* (VOCO) findet seinen Anwendungsbereich in der definitiven Befestigung von Stiftsystemen (Metall/Keramik/Zirkoniumdioxid/Glasfaser) und indirekten Restaurationen (Metall-/Composit-/Zirkon-/Keramikbrücken/Kronen/Onlay/Inlay).

Bestandteile sind BIS-EMA, Urethandimethacrylat, Glycerindimethacrylat, Phosphatmonomer, anorganische Füllstoffe (70 Gew%; 61 Vol%), Initiatoren und Katalysatoren (166).

Sowohl die Eigenschaft des Ätzens durch saure Metacrylate, als auch die Bildung ionischer Verbindungen zu den in der Dentinoberfläche befindlichen  $\text{Ca}^+$ -Ionen sind in dem Produkt vereint (59, 105).

Das Aushärteverhalten wird mit 90 s Verarbeitungszeit bei 23 °C angegeben. Entsprechend kürzer liegt dabei die Verarbeitungszeit bei 30-60 s unter intraoralen Bedingungen. Die Abbindezeit wird mit 4 min bei 37 °C beschrieben. Die Aushärtung muss dabei unter Sauerstoffausschluss stattfinden (166).

Die Haftung auf bovinen Zähnen wurde dabei im Scherversuch, sowohl bei rein chemischer Härtung als auch bei Lichthärtung, gegenüber anderen selbstkonditionierenden Befestigungsmaterialien (*MaxCem Elite*, *iCem*, *RelyX Unicem*, *RelyX Unicem Clicker*, *G-Cem*) als signifikant überlegen beschrieben (165).

Diese Aussage traf auch bei differenzierter Betrachtung zwischen bovinem Dentin und Schmelz im überwiegenden Falle zu, wobei die Haftwerte auf Dentin sich gegenüber dem Schmelz als höher erwiesen (165).

Im *Pushout*-Versuch konnten keine signifikant höheren Haftwerte zwischen *BifixSE* und u.a. *FuturabondU/Rebilda DC*, sowohl für den apikalen als auch koronalen Kanalanteil, festgestellt werden (165).

Im Vergleich zu anderen Produkten wies *BifixSE* eine geringe Oberflächenrauigkeit auf, was ursächlich für eine niedrige bakterielle Adhäsion gemacht wird. Eine verringerte Rate von sekundären bakteriellen Infektionen kann damit in Zusammenhang gebracht werden (164).

#### **3.5.4 *RebildaDC***

*RebildaDC (VOCO)* ist ebenfalls ein dualhärtendes Komposit, dessen Anforderungsbereich im Wesentlichen das definitive Befestigen von faserverstärkten Komposit-Wurzelstiften sowie den Stumpfaufbau von vitalen sowie devitalen Zähnen vorsieht. Bestandteile sind BIS-GMA, Urethandimethacrylat, DDDMA, anorganische Füllstoffe (71 Gew%; 57 Vol%), Initiatoren und Katalysatoren. Dadurch, dass es keine selbstkonditionierende Komponente enthält, wird ein zusätzliches Adhäsivsystem wie etwa das Universaladhäsiv *FuturabondU (VOCO)* zur Vorbehandlung benötigt (173).

Die Verarbeitungszeit liegt bei 2 min, bei einer rein chemischen Aushärtzeit von 5 min und einer lichtapplizierten Aushärtezeit von 40 s (168).

Entsprechend des Anforderungsbereichs wurde *RebildaDC* in einer Kaubelastungssimulation sowie unter Einflussnahme thermischer Reize auf seine Bruchresistenz und Randqualität überprüft. So wies *RebildaDC* im Vergleich eine hohe Bruchresistenz bei signifikant besseren Werten bezüglich der Randadaptation auf (172).

Ein sicherer Halt konnte bei allen Indikationsarten belegt werden (171). Außerdem hatte sich *RebildaDC* in mehreren klinischen Studien als Referenzmaterial als geeignet hervorgetan (169, 170).

## 4 Versuchsaufbau und Zielsetzung

Für diese *In vitro*-Studie wurden 60 gerade, einwurzelige, humane Zähne verwendet, die ein abgeschlossenes Wurzelwachstum aufwiesen, sowie endodontologisch unbehandelt, kariesfrei und unbeschädigt waren. Ein Zusammenhang im Bezug auf den Haftverbund sollte, zwischen unterschiedlichen Konizitäten (Taper .02/ .04/ .06), bei unterschiedlichen Arbeitslängen (11,5 mm/ 10 mm/ 9 mm) und einer damit einheitlichen Wurzedentinoberfläche von 18,8 mm<sup>2</sup>, an Hand des vorliegenden Versuchsdesigns erkundet werden. Hierbei wurden das selbstadhäsive dualhärtende Befestigungskomposit *BifixSE* (VOCO) und die Kombination aus dem Univeral-Adhäsiv *FuturabondU* (VOCO) und dem Befestigungskomposit *RebildaDC* (VOCO) verwendet.

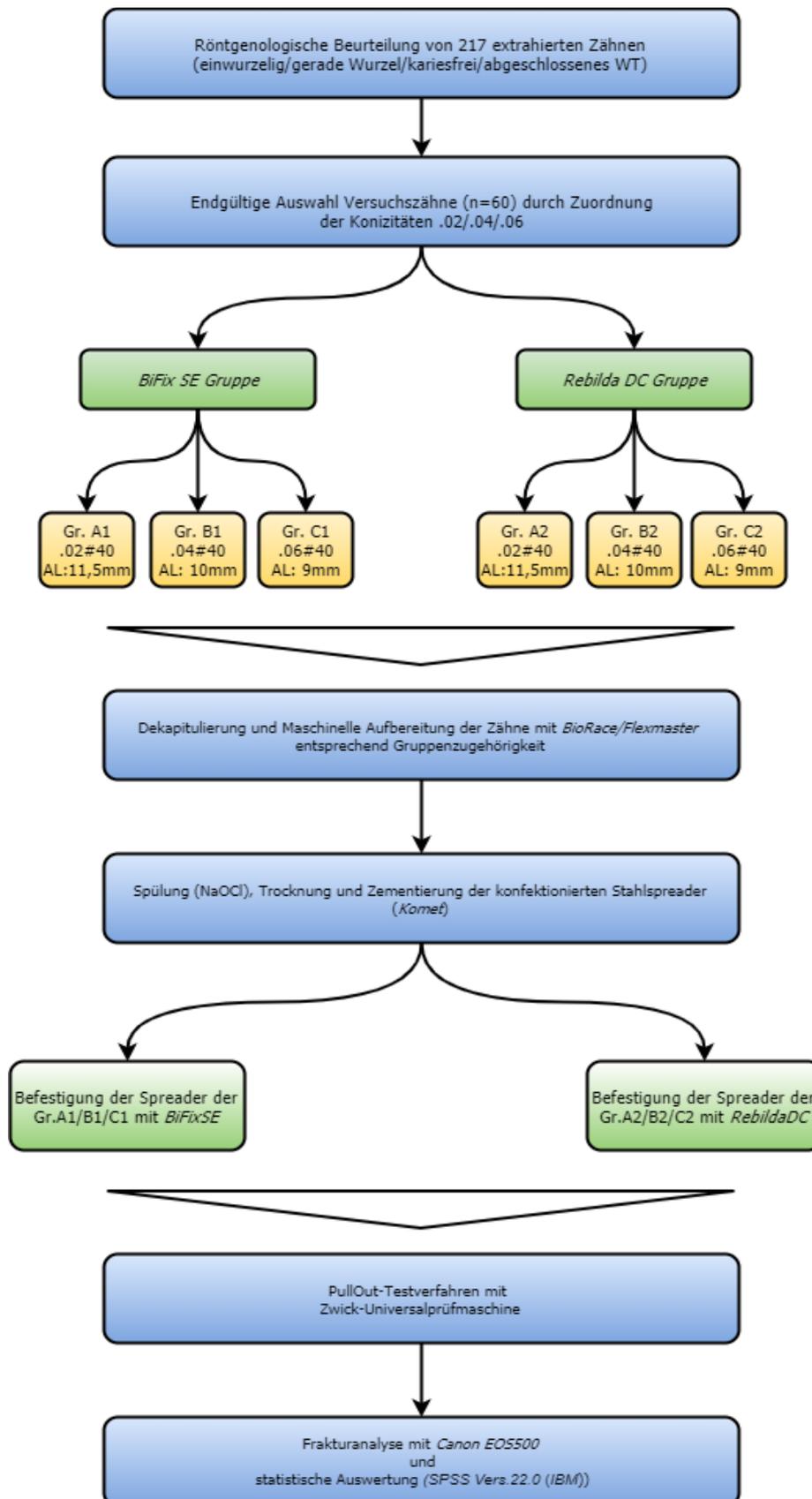
Nach umfangreicher röntgenologischer und visueller Auswahl der Zähne wurden die Zähne entsprechend ihres vorbestimmten Aufbereitungskonus einer von 6 Gruppen zugeordnet. Es folgte die Dekoronierung, auf die der Gruppe spezifische Arbeitslänge, mit anschließender maschineller Wurzelkanalaufbereitung mit dem *BioRace*- (FKG) und *FlexMaster*- (VDW) Feilensystem. Nach Spülung mit Natriumhypochlorit (*NaOCl*) und Trocknung mittels Papier spitzen konnten die konditionierten konfektionierten Stahlspreader (*Komet*) mit dem etwaigen Befestigungskomposit im Wurzelkanal befestigt werden. Der Aushärtungsvorgang betrug 14 Tage unter Lichtausschluss. Die anschließende Haftverbundanalyse im *Pullout*-Verfahren konnte durch die *Zwick*-Universalprüfmaschine 1120 (*Zwick Roell*) praktisch durchgeführt und mit der Software *SPSS Vers.22.0* (*IBM*) statistisch ausgewertet werden.

### 4.1 Arbeitshypothesen

Folgende Hypothesen sollten im Rahmen dieser Studie überprüft werden:

1. Mit zunehmender Konizität bei identischer Kanaloberfläche reduziert sich die *Pulloutkraft* adhäsiv inserierter Metallstifte ***signifikant***.
2. Der Einfluss der Stiftkonizität auf die *Pulloutkraft* unterscheidet sich bei den beiden untersuchten Befestigungskompositen *BifixSE* und *RebildaDC* ***signifikant***.

## 5 Material und Methode

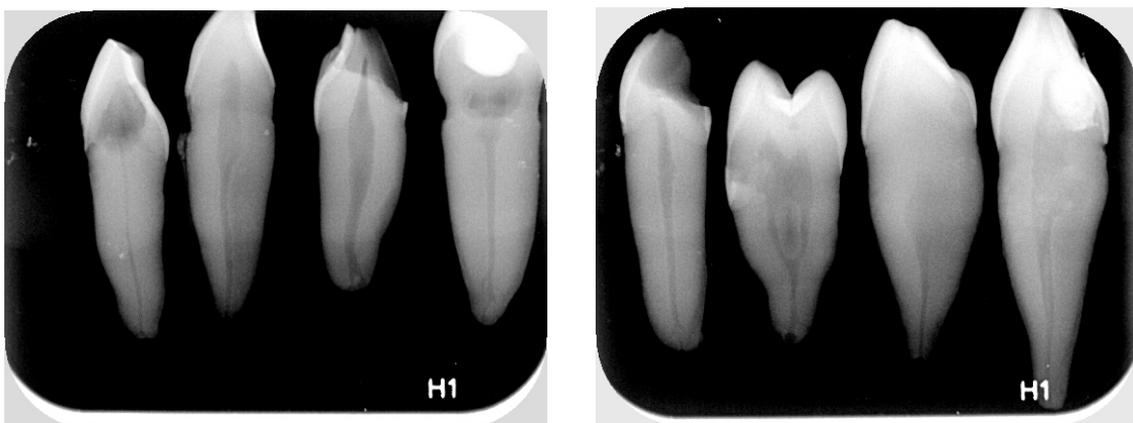


**Abb. 4:** Flowchart des Versuchsdesigns

## 5.1 Auswahl der Versuchszähne

Im Rahmen der Versuchsreihe kamen 217 humane Zähne nach Auswahl der Vorabkriterien in Betracht. Sie sollten einwurzelig, somit vorrangig Front-, Eckzähne und Prämolaren, mit geradem Wurzelverlauf, Wurzelkaries frei, ohne Schäden im Wurzelbereich bei abgeschlossenem Wurzelwachstum und nicht vorab endodontisch behandelt worden, sein. Eine unmittelbar nach Extraktion erfolgte Lagerung in einer Natriumazidlösung (0,9% isotonische NaCl-Lösung + 0,001% Natriumazid) konnte vorausgesetzt werden. Die ausgewählten Zähne wurden von Granulationsgewebe, Faserresten und Konkrementen mit Hilfe von Handscalern (*Hu-Friedy, Leimen*) und rotierenden Bürstchen im grünen Winkelstück (*INTRAmatic LUX3, Fa. KaVo*) befreit und versäubert.

Um eine endgültige Auswahl von 60 Zähnen zu erhalten, wurden alle Zähne im orthograden Strahlengang digital geröntgt (*Soredex*).



**Abb. 5:** Beispiele für Röntgenbilder zur Beurteilung der Wurzelkanalbeschaffenheit

Nach optischer Zuordnung der Konizität der Kanallumina an Hand des Röntgenbilds und Beachtung aller weiteren genannten Kriterien, ergaben sich folgende Gruppen:

- **Gruppe A1/A2(.02#40):** 20 Zähne (= 2 \* 10 Zähne)
  - **Gruppe B1/B2(.04#40):** 20 Zähne (= 2 \* 10 Zähne)
  - **Gruppe C1/C2(.06#40):** 20 Zähne (= 2 \* 10 Zähne)
- in Summe:** 60 Zähne

Die Gruppen A1/B1/C1 wurden hierbei dem Befestigungskomposit *BifixSE* (VOCO), die Gruppen A2/B2/C2 dem Befestigungskomposit *RebildaDC* (VOCO) zugeordnet. Alle 60 Zähne wurden je nach Kanalgröße und -länge zu einer der jeweils 6 Gruppen sortiert und nach folgender Systematik codiert:

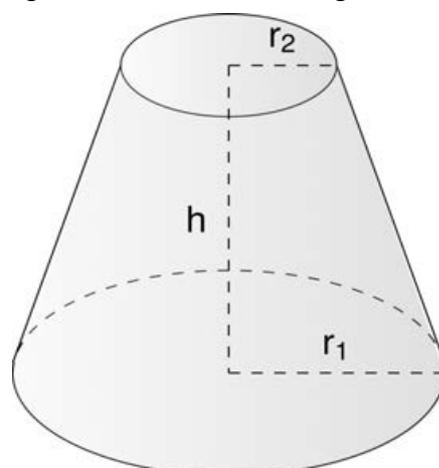
- Gruppe A1 [BF2]:** *BifixSE* / .02#40 / 11,5 mm
- Gruppe B1 [BF4]:** *BifixSE* / .04#40 / 10,0 mm
- Gruppe C1 [BF6]:** *BifixSE* / .06#40 / 9,0 mm
- Gruppe A2 [RB2]:** *RebildaDC* / .02#40 / 11,5 mm
- Gruppe B2 [RB4]:** *RebildaDC* / .04#40 / 10,0 mm
- Gruppe C2 [RB6]:** *RebildaDC* / .06#40 / 9,0 mm

Im Anschluss erfolgte die Dekapitulierung mittels diamantierter Schleifer (Grünring; *Komet*) in einem roten Winkelstück (*KaVo*). Die Trennfläche wurde plan und im 90° Winkel zum Wurzelkanal getrimmt (*Wassermann*). Alle Schritte erfolgten unter Wasserkühlung. Da der Versuchsaufbau einheitliche Kanaloberflächen (Median :18,8 mm<sup>2</sup>) voraussetzte wurde der Längebestimmung der dekaptierten Versuchszähne besonderes Augenmerk und Sorgfalt geschenkt. Um diese vergleichbaren Ausgangsvoraussetzungen schaffen zu können, wurde die Mantelfläche *M* eines Kegelstumpfs berechnet, was der Fläche entspricht, die das Befestigungskomposit entlang der Dentinwände beschickt. Hierfür wurde die Höhe *h* (entspricht der Arbeitslänge) und die entsprechenden Radien *r*<sub>1</sub> / *r*<sub>2</sub> so bestimmt, damit sich stets der gleiche Flächeninhalt ergab. Dazu wurde die folgende Formel zur Berechnung der Mantelfläche angewandt:

$$M = \pi \times s \times (r_1 + r_2) \quad (1)$$

$$s = \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2} \quad (2)$$

$$M = \pi \times \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2} \times (r_1 + r_2) \quad (3)$$



**Abb. 6:** Kegelstumpfdarstellung

Taper	$r_1$ [mm]	$r_2$ [mm]	$h$ [mm]	$M$ [mm <sup>2</sup> ]
.02	0,32	0,2	11,5	18,61
.04	0,4	0,2	10	18,85
.06	0,47	0,2	9	18,95

**Tab. 1:** Berechnung der Wurzelkanaloberflächen

Es ergaben sich, von der Trennfläche bis zum anatomischen Apex gemessen, folgende Messlängen [ML] mit daraus resultierenden Arbeitslängen

[AL = ML - 1 mm]:

- **Gruppe A1/A2** : ML = 12,5 mm → AL = 11,5 mm
- **Gruppe B1/B2** : ML = 11,0 mm → AL = 10,0 mm
- **Gruppe C1/C2** : ML = 10,0 mm → AL = 9,0 mm

Die Zwischenlagerung erfolgte, nach den oben genannten Gruppen sortiert, in mit gesättigter Thymol-Lösung gefüllten luftdicht verschlossenen Eppendorf-Gefäßen (*Eppendorf AG*).

## 5.2 Aufbereitung der Wurzelkanäle

Zuerst wurde die Gängigkeit der Kanäle manuell mittels C-Feile (.02 #15; *VDW*) sichergestellt und ein Gleitpfad angelegt. Die weiteren Aufbereitungsschritte erfolgten maschinell mit einem drehmomentkontrollierten EndoPilot (*Schlumbohm*), sowie Nickel-Titan-Feilen aus dem *BioRace-* (*FKG Dentaire SA*) und *FlexMaster-* (*VDW*) System unter Anwendung der Crown-Down-Technik. Zur Sicherstellung einheitlicher Kanaloberflächen von 18,8 mm<sup>2</sup> bei entsprechender Arbeitslänge, ergaben sich folgende Feilensequenzen:

- **Gruppe A1/A2:** FM .02#15 → FM .02#20 → FM .02#25 → FM .02#30 → **FM .02#40**
- **Gruppe B1/B2:** BR1 (.05#15) → BR2 (.04#25) → BR4 (.04#35) → **BR5 (.04#40)**
- **Gruppe C1/C2:** BR1 (.05#15) → BR2 (.04#25) → BR3 (.06#25) → BR4 (.04#35) → BR5 (.04#40) → **FM .06#40**

Nach jedem maschinellen Schritt wurde mit einer C-Feile (.02 #15; *VDW*) auf AL

rekapituliert und im Rahmen der Kanalvergrößerung entstandener Dentinspan durch kontinuierliches Zwischenspülen mit Natriumhypochlorit (*NaOCl*) aus einer *Omnifix*-Spritze (*B. Braun*) mit einer Endospülkanüle (*Dr. Buquet*) abgetragen. Einer möglichen Verblockung konnte somit entgegen gewirkt werden. Das strikte einhalten der vorgesehenen AL wurde mit Hilfe einer Messlehre *Minifix*-Messlehre (*VDW*) und Gummistopps bewerkstelligt. Die so aufbereiteten Zähne wurden in ihren vorgesehenen Eppendorf-Gefäßen bei Dunkelheit und 22 °C zwischengelagert. Eine derartige Lagerung erfolgte bei allen weiteren Studienschritten.

### **5.3 Spreadervorbereitung und Spreaderdesign**

Zur korrekten Durchführung des *Pullout*-Versuchs wurden Stahlspreader eingesetzt, da nur solche den auf sie übertragenen Zugkräften durch die Prüfmaschine stand halten können. Hierfür wurden eigens auf die individuelle Konizität und Arbeitslänge der einzelnen Gruppen konfektionierte Stahlspreader (*Komet*) konzipiert und angefertigt. Die Metalloberfläche wurde zunächst mit Ethanol 70% (*Hoffman & Sommer*) gereinigt. Anschließend wurde im *Rocatec*-Verfahren unter Hilfenahme des *Rocatectors* (*3M Espe*) mit Aluminiumoxid-Pulver ( $Al_2O_3$ ) bei 3,0 bar die Oberfläche zunächst sandgestrahlt, um eine mikroretentive Rauigkeit zu generieren und anschließend bei 2,8 bar mittels tribochemischer Beschichtung silikatisiert (46).

### **5.4 Befestigung der Spreader im Kanal**

Die feucht gelagerten Versuchszähne wurden kurz vor der Zementierung erneut mit Natriumhypochlorit gespült und im Anschluss mit Papierspitzen der ISO-Größe #35 (*Roeko*) umfangreich getrocknet, so lange bis keine Flüssigkeitsrückstände auf der Papierspitze und somit im Kanal nachgewiesen werden konnten. Zur Befestigung der Spreader wurden zwei Befestigungskomposite verwendet: das dualhärtende, selbstadhäsive *BifixSE* (*VOCO*) sowie eine Kombination aus dem Universaladhäsiv *FuturabondU* (*VOCO*) und dem dualhärtenden *RebildaDC* (*VOCO*).

Die daraus resultierenden Gruppen (Jede Gruppe umfasst eine Menge von 10

Zähnen/Gruppe) stellten sich wie folgt dar:

Aufbereitung	<i>BifixSE</i>	<i>RebildaDC</i>
.02#40	Gruppe A1	Gruppe A2
.04#40	Gruppe B1	Gruppe B2
.06#40	Gruppe C1	Gruppe C2

**Tab. 2:** Einteilung der Gruppen

#### 5.4.1 Spreaderinsertion mittels *BifixSE* der Gruppen A1/B1/C1



**Abb. 7:** *BifixSE*-Kartusche die zur Insertion verwendet wurde mit LOT-Nummer (s.9.2 Materialverzeichnis)

Das zwei Komponentensystem *BifixSE* wurde mittels Mischkanüle "Typ 15" auf eine Glasplatte appliziert, wobei für eine optimale Durchmischung die erstgeförderte Menge verworfen wurde. Mittels Lentulo #25 (*Komet*) wurde das Material maschinell langsam rotierend (300 U/min) in den Wurzelkanal eingebracht. Im Anschluss wurde auch der Stahlspreader dünn mit dem Befestigungskomposit beschickt und unter leichtem Druck in den Kanal inseriert. Eine leichte Tug-back-Wirkung wurde vor Insertion mit dem Befestigungskomposit durch Einführen des Spreaders ohne Material getestet und war für einen suffizienten apikalen Abschluss durchaus erwünscht. Eine mit Hilfe einer Messlehre für Wurzelkanalinstrumente vorher farblich angebrachte

Markierung erlaubte die exakte Insertion des Stahlspreaders auf die der Gruppe zugehörige Arbeitslänge. Überschüssiges Befestigungskomposit wurde unter Zuhilfenahme von Schaumstoffpellets entfernt.

Um eine dem Mundmilieu nahekommende Aushärtung zu simulieren, wurden die mit den Spreadern versehenen Zähne zurück in ihre zugehörigen Eppendorf-Gefäße gelegt und sicher verschlossen. Die Gefäße wurden dazu zuvor mit Aqua dest. getränkten Schaumstoffpellets versehen. Die rein chemische Aushärtung erfolgte 14 Tage lang und unter Abschirmung von Licht bei 36 °C im feuchten Milieu. Nach Abschluss der Abbindezeit wurden exemplarisch Röntgenaufnahmen angefertigt, um eine einwandfreie Wurzelkanalfüllung auf angedachter Arbeitslänge und ohne Randspaltbildung sicher stellen und kontrollieren zu können.

#### 5.4.2 Spreaderinsertion mittels *FuturabondU/RebildaDC* der Gruppen **A2/B2/C2**



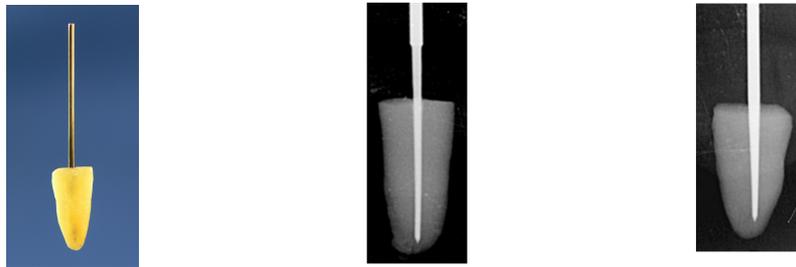
**Abb. 8:** *FuturabondU*-Blister mit  
LOT-Nummer  
(s.9.2 Materialverzeichnis)



**Abb.9:** *RebildaDC*-Kartusche mit  
LOT-Nummer  
(s.9.2 Materialverzeichnis)

Auf Grund der Tatsache, dass *RebildaDC* keine selbstadhäsiven Eigenschaften besitzt, musste der Wurzelkanal zuvor mit dem dazugehörigen Universaladhäsiv *FuturabondU* vorbehandelt werden. Dies geschah, indem der zweikammerige Blister aktiviert und der sich vermengte Inhalt mittels *SingleEndoTim*-Applikator (*Voco*) in das Wurzellumen eingebracht wurde. Nach einer Einwirkzeit von 20s und 10 sekündigem vorsichtigen Verpüstern wurde das Befestigungskomposit *RebildaDC*, unter Rücksichtnahme aller nach Herstellerangaben gemachten Anwendungsempfehlungen, mit einem *Lentulo* in

den Kanal eingebracht. Der ebenfalls dünnbeschichtete Spreader wurde unter Berücksichtigung der bereits unter Punkt 5.4.1 beschriebenen Gesichtspunkte inseriert. Auch die Lagerung und Aushärtung erfolgten wie bereits vorangehend beschrieben.



**Abb. 10:** Beispielaufnahmen der Probenzähne nach Spreaderinsertion (li.: Probezahn mit inseriertem Spreader (Bsp.: RB6); mittig: Röntgenbild von Probezahn BF2; re.: Röntgenbild von Probezahn BF6)

### 5.5 Haftverbundsanalyse (*Pullout*-Verfahren)

Nach erfolgter Aushärtezeit konnten die Proben dem standardisierten, nach *Ebert et al.* abgeleiteten, *Pullout*-Verfahren unterzogen werden. Hierfür wurde die *Zwick-Universalprüfmaschine 1120 (Zwick Roell)* eingesetzt.

Ziel des Versuchsaufbaus war es, die Scherkraft  $S$  in MPa zu ermitteln:

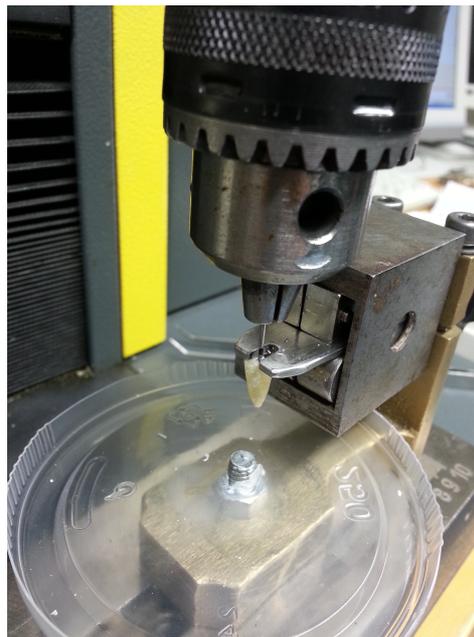
$$\text{Scherkraft } S \text{ [MPa]} = \text{Adhäsionsverlust } A \text{ [N]} / \text{Mantelfläche } M \text{ [mm}^2\text{]}$$

Zunächst wurde der nicht im zahnbedingte koronale Anteil des Spreaders, initial spannungsfrei, in der oberen Haltebranche am beweglichen Querhaupt eingespannt. Das Widerlager zur koronalen Trennfläche des Spreader tragenden Zahns stellt ein U-förmig ausgelassenes Metallstück dar, dass sich zunächst kontaktlos zwischen Trennfläche und Querhaupt befindet. Nach Überprüfung auf eine korrekte Ausgangsposition der Versuchsanordnung, um so unter anderem den Einfluss extraaxialer Kräfte zu verhindern, konnte das Prüfverfahren gestartet werden.

Der Querhaupt begann mit konstant niedriger Prüfgeschwindigkeit (2 mm/min) den Spreader entlang seiner Längsachse koronalwärts herauszuziehen. Nach

Erreichen des Widerlagers fing die Software an, die Zugkraft (in N) unter Aufzeichnung eines Graphen in ein Spannungs-/Dehnungsdiagramm zu messen. Dieser Vorgang erfolgte bis zum Versagen des Verbundes zwischen einem der drei Komponenten Wurzelentin, Befestigungskomposit und Stahlspreader. Auch akustisch konnte das Haftversagen eindeutig als Abrissgeräusch wahrgenommen werden. Diese Extrusion wurde bis zum vollständigen Dezementieren des Spreaders durchgeführt, also bis der jeweilige Zahn in eine unter der Probe befindliche Auffangschale fiel.

Dann konnte manuell die Durchführung der Prüfung gestoppt und die Messung ausgewertet werden. Der Moment des Adhäsionsverlusts war an Hand des Maximums im Spannungs-/Dehnungsdiagramm ablesbar und als solcher mit  $F_{\max}$  gekennzeichnet. Der ermittelte Wert wurde nun durch die *testXpert*-Software (*Zwick Roell*) in Newton (N) tabellarisch dargestellt. Dieser Vorgang wurde mit allen Versuchszähnen der einzelnen Gruppen unter gleichen Versuchsbedingungen durchgeführt.



**Abb. 11:** Versuchsaufbau Pullout-Versuch

## 5.6 Einteilung der Frakturmodi

Die Beurteilung des Frakturmodus erlaubt eine qualitative Aussage über den Dezementierungsvorgang des Spreaders nach erfolgter Versuchsdurchführung. Je nach Abschermechanismus ergeben sich daraus vier verschiedene

Frakturmodi die folgendermaßen klassifiziert werden können:

Kategorie (Abkürzung)	Frakturmechanismus
Kat. 1 (AS)	Adhäsives Versagen zwischen Spreader und Befestigungskomposit; keinerlei Rückstände auf dem Spreader erkennbar
Kat. 2 (AD)	adhäsives Versagen zwischen Spreader und Wurzelentin; deutliche Rückstände auf gesamter Spreaderoberfläche erkennbar
Kat. 3 (K)	kohäsives Versagen innerhalb des Befestigungskomposits; dünner Film von Rückständen des Befestigungskomposits auf gesamter Spreaderoberfläche erkennbar
Kat. 4 (G)	gemischtes Auftreten von mindestens zwei der unter Kategorie 1/2/3 beschriebenen Abschermechanismen; ein heterogenes Bild an Sealerrückständen auf Spreaderoberfläche erkennbar

**Tab. 3:** Einteilung des Frakturmechanismus



**Abb. 12:** Beispielbilder der unterschiedlichen Frakturmodi (o.li.: Adhäsives Versagen zum Stift (AS); o.re.: Adhäsives Versagen zum Dentin (AD); u.li.: Kohäsives Versagen (K); u.re.: gemischter Frakturtyp (G))

Hierbei wurde zunächst jeder Spreader von jeweils zwei Seiten fotografiert

(*Canon EOS 500* mit Micro-Objektiv *Canon MP-E 65* bei 3-facher Vergrößerung), digital dokumentiert und anschließend visuell am Computer beurteilt.

## **5.7 Statistische Auswertung**

Die im Rahmen des *Pullout*-Versuchs erfassten Daten wurden mit Hilfe der Software *SPSS Vers.22.0 (IBM)* statistisch ausgewertet.

Folgende Verfahren wurden angewandt:

- Shapiro-Wilk-Test
- Kruskal-Wallis-Test
- Mann-Whitney-U-Test
- Spearman-Rho-Test

Das Signifikanzniveau wurde auf  $p(\alpha) \leq 0,05$  festgesetzt.

### **5.7.1 Shapiro-Wilk-Test**

Mit diesem Testverfahren wird beurteilt, ob eine Gruppe an Stichproben entsprechend der Gauß-Kurve eine Normalverteilung aufweist. Diese Analyse ermöglicht es die einzelnen Messgruppen als signifikant oder nicht signifikant von der Normalverteilung abweichend zu beurteilen.

Am Signifikanzniveau gemessen wurden somit alle Werte einer Gruppe ( $n = 10$ ) bei  $p(\alpha) \geq 0,05$  als nicht signifikant von der Normalverteilung abweichend und alle Werte einer Gruppe für  $p(\alpha) \leq 0,05$  als signifikant von der Normalverteilung abweichend bewertet.

Das Ergebnis der Normalverteilungsanalyse entscheidet darüber, ob für die nachfolgende statistische Auswertung parametrische oder nicht-parametrische Testverfahren zum Einsatz kommen.

### **5.7.2 Kruskal-Wallis-Test**

Um eine Aussage darüber treffen zu können, ob zwischen allen 6 Gruppen signifikante Unterschiede im Haftverbund festzustellen sind, wurde der nicht-parametrische Kruskal-Wallis-Test herangezogen. Hierbei werden die Rangwerte der einzelnen Gruppen auf eine Zugehörigkeit zur selben Grundgesamtheit überprüft.

Nicht in Betracht gezogen wird bei diesem statistischen Verfahren die Differenzierung der einzelnen Gruppen, falls signifikante Unterschiede im Haftverbund festgestellt werden können. Es besteht lediglich ein Erkenntnisgewinn darin, ob beim Vergleich sämtlicher Gruppen miteinander signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen auftraten.

### **5.7.3 Mann-Whitney-U-Test**

Der Mann-Whitney-U-Test ist ebenfalls ein nicht-parametrischer Test, der als Rangsummentest im Gegensatz zum Kruskal-Wallis-Test eine paarweise Analyse und damit eine Differenzierung bezüglich zentraler Tendenzen zweier unabhängiger Stichproben erlaubt. Im Ergebnis können zwei verschiedene Gruppen einander gegenüber gestellt werden, um festzustellen, ob die Unterschiede hinsichtlich der Haftkraftwerte zwischen den beiden Gruppen signifikant sind oder nicht. Im Bezug auf diese Studie wurden die Gruppen so betreffend des gemeinsamen Befestigungskomposits,

#### **Bifix-Gruppe**

Gruppe A1 - Gruppe B1

Gruppe A1 - Gruppe C1

Gruppe B1 - Gruppe C1

#### **Rebilda-Gruppe**

Gruppe A2 - Gruppe B2

Gruppe A2 - Gruppe C2

Gruppe B2 - Gruppe C2

sowie des gemeinsamen Konus,

**Bifix-Gruppe – Rebuilda-Gruppe:**

Gruppe A1 - Gruppe A2 (→ 2%)

Gruppe B1 - Gruppe B2 (→ 4%)

Gruppe C1 - Gruppe C2 (→ 6%)

gegeneinander verglichen. Die Daten ergaben, ob die beiden verglichenen Gruppen signifikante oder nicht signifikante Unterschiede in den Haftwerten aufwiesen.

**5.7.4 Spearman-Rho-Korrelationstest**

Mit diesem nicht parametrischen Test wurde ein Rangkorrelationskoeffizient erstellt, um die Korrelation zweier beliebiger Variablen zu beschreiben. Dadurch konnte ermittelt werden, ob im Vergleich der Gruppen, Zusammenhänge zwischen verändertem Befestigungskomposit oder verändertem Konus und damit eine einhergehende Erhöhung oder Verringerung der Haftkraftwerte hergestellt werden konnte.

Wiederum wurden Zugehörigkeiten des Befestigungskomposits,

**Bifix-Gruppe**

Gruppe A1 - Gruppe B1 - Gruppe C1

**Rebuilda-Gruppe**

Gruppe A2 - Gruppe B2 - Gruppe C2

sowie des Konus,

**Bifix-Gruppe – Rebuilda-Gruppe:**

Gruppe A1 - Gruppe A2 (→ 2%)

Gruppe B1 - Gruppe B2 (→ 4%)

Gruppe C1 - Gruppe C2 (→ 6%)

gegeneinander ins Verhältnis gesetzt.

Positive Korrelationskoeffizienten können als positiv korrelativ und negative als negativ korrelativ angenommen werden. Für den Fall, dass der Korrelations-

koeffizient = 0 ist kann keine Korrelation angenommen werden.

Auch eine Aussage darüber, ob diese Haftkraftunterschiede sich nun signifikant oder nicht signifikant gegenüber den beiden Gruppen erhöhte oder verringerte, konnte getroffen werden.

## **6 Ergebnisse**

Im folgenden werden die Ergebnisse der Haftkraftanalyse und der Frakturmodi dargestellt.

Die gesamte Betrachtung der Ergebnisse unterliegt den unter "*Material und Methode*" beschriebenen Aufbereitungsparametern: Wurzelkanaloberfläche, Konus, Arbeitslänge.

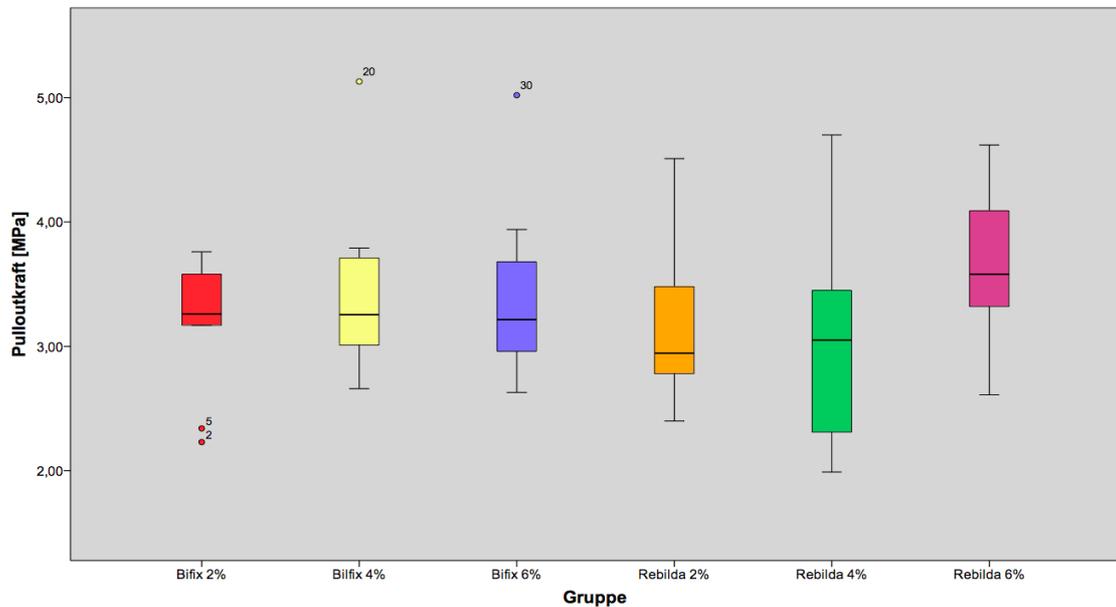
## **6.1 Ergebnisse der Haftkraftanalyse (*Pullout*-Verfahren)**

An Hand der erhobenen Werte aller 60 Zähne sollten statistisch belegte Aussagen getroffen werden, die die formulierten Arbeitshypothesen entweder bestätigen oder widerlegen. So galt es zu prüfen, ob eine Konusvergrößerung von 2%/4%/6% innerhalb der jeweiligen Befestigungskompositgruppen (*Bifix-/Rebilda*-Gruppe) bei gleichen Wurzelkanaloberflächen, zu einer Veränderung der Haftkraftwerte führte.

Desweiteren wurden die beiden Kompositgruppen bei gleichen Konuswerten einander gegenübergestellt. Auch hier lag das Augenmerk auf einer Haftkraftveränderung zwischen den beiden Befestigungskompositen.

### **6.1.1 Deskriptive Statistik**

Folgende Werte wurden ermittelt und dienen aller weiteren Auswertung durch die Testverfahren:



**Abb. 13:** Boxplotdiagramm der gesamten Versuchsreihe zur Darstellung der Pullout-Kraft der Befestigungskomposite BifixSE und FuturabondU / RebildaDC

Gruppe	Untergruppe	n	Mittelwert [MPa]	Standardabweichung ( $\sigma$ )	Median	Min.	Max.	Interquartilbereich
A1	BF2	10	3,19	0,53	3,26	2,23	3,76	0,66
B1	BF4	10	3,43	0,7	3,26	2,66	5,13	0,73
C1	BF6	10	3,43	0,69	3,22	2,63	5,02	0,82
A2	RB2	10	3,15	0,61	2,95	2,4	4,51	0,79
B2	RB4	10	3,04	0,86	3,05	1,99	4,7	1,3
C2	RB6	10	3,67	0,61	3,58	2,61	4,62	0,91

**Tab. 4:** Messergebnisse aller Gruppen

### 6.1.2 Shapiro-Wilk-Test

Der Shapiro-Wilk-Test ergab, dass das weitere Vorgehen an Hand nicht-parametrischer Tests erfolgen musste, da die Gruppe B1 eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung mit  $p = 0,04 (< 0,05)$ , aufwies.

Die Werte aller anderen Gruppen lagen im Bereich der Normalverteilung:

Gruppe	A1	B1	C1	A2	B2	C2
Signifikanz	0,07	0,04	0,17	0,12	0,57	0,88

**Tab. 5:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Shapiro-Wilk-Tests

### 6.1.3 Kruskal-Wallis-Test

Im Rahmen dieser Analyse konnte festgestellt werden, dass sich alle erhobenen Hafverbundwerte, übergreifend aller 6 Gruppen, nicht signifikant voneinander unterscheiden ( $p = 0,32$ ).

Daraus kann man schließen, dass weder eine Konusveränderung noch die Verwendung einer der beiden Befestigungskomposite bei Betrachtung aller 6 Gruppen für eine signifikante Veränderung der Haftkraftwerte sorgte. Diese Aussage umfasst damit auch übergreifend den Vergleich der einzelnen Untergruppen innerhalb der gleichen Kompositgruppe: *Bifix*-Gruppe  $p = 0,95$  und *Rebilda*-Gruppe  $p = 0,11$ .

### 6.1.4 Mann-Whitney-U-Test

#### 6.1.4.1 Konusveränderung bei gleichem Komposit

In diesem Zusammenhang wurde innerhalb der beiden Materialgruppen geprüft, ob eine Konusveränderung zu signifikant unterschiedlichen Haftkraftwerten führte.

#### ***Bifix*-Gruppe**

Vergleich der Untergruppen	BF2/BF4	BF2/BF6	BF4/BF6
Signifikanzwert	0,88	0,71	0,97

**Tab. 6:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests der *Bifix*-Gruppen

#### ***Rebilda*-Gruppe**

Vergleich der Untergruppen	RB2/RB4	RB2/RB6	RB4/RB6
----------------------------	---------	---------	---------

Signifikanzwert	0,55	0,06	0,09
-----------------	------	------	------

**Tab. 7:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests der *Rebilda*-Gruppen

Aus beiden Tabellen geht hervor, dass in allen Fällen, da  $p \geq 0,05$ , unterschiedliche Koni bei gleichbleibenden Wurzelkanaloberflächen, weder in der *Bifix*-Gruppe noch in der *Rebilda*-Gruppe, keine signifikant unterschiedlichen Haftkraftwerte resultierten.

#### 6.1.4.2 Vergleich der Komposite bei gleichem Konus

In diesem Zusammenhang wurde zwischen den beiden Materialgruppen geprüft, ob bei gleichem Konus ein signifikanter Unterschied der Haftkraftwerte festzustellen war.

Vergleich der Untergruppen	BF2/RB2	BF4/RB4	BF6/RB6
Signifikanzwert	0,5	0,24	0,36

**Tab. 8:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests im Vergleich beider Komposite

Es ist ersichtlich aus  $p \geq 0,05$ , dass beide Komposite bei jeweils gleichem Konus keine signifikant unterschiedlichen Haftkraftwerte herbeiführten. Diese Aussage kann übergreifend für alle gewählten Konusgrößen getroffen werden.

#### 6.1.5 Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho

##### 6.1.5.1 Korrelation der *Bifix*-Gruppe

Es zeigte sich durch einen minimal positiven Korrelationskoeffizienten ( $= 0,05$ ), dass eine minimale Korrelation zwischen den Aufbereitungskoni von 2%, 4% und 6% besteht. Das heißt, dass je größer der Konus gewählt wurde eine minimale Erhöhung des Haftverbundes festgestellt werden konnte. Dieser Zusammenhang wird jedoch mit  $p = 0,78$  als nicht signifikant angenommen

##### 6.1.5.2 Korrelation der *Rebilda*-Gruppe

Die *Rebilda*-Gruppe stellte sich, wie bereits zuvor die *Bifix*-Gruppe, als schwach positiv korrelativ (Korrelationskoeffizient = 0,30) dar.

In gleicher Konsequenz kann behauptet werden, dass es bei Vergrößerung des Konus eine schwache Erhöhung des Haftverbundes gab. Doch auch in diesem Fall kann eine Erhöhung der Verbundwerte als nicht signifikant ( $p = 0,10$ ) betrachtet werden.

### 6.1.5.3 Korrelation der Komposite bei gleichem Konus

Die zu treffenden Aussagen beziehen sich auf die Korrelation der beiden Befestigungsmaterialien bei gleichem Konus.

Untergruppen	BF2/RB2	BF4/RB4	BF6/RB6
Korrelationskoeffizient	-0,16	-0,27	0,21
Signifikanzwert	0,51	0,25	0,38

**Tab. 9:** Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho beider Komposite

So weist die *Bifix*-Gruppe gegenüber der *Rebilda*-Gruppe, sowohl im Bezug auf einen 2-prozentigen als auch einen 4-prozentigen Aufbereitungskonus, schwach höhere Haftkraftwerte auf. Lediglich ein 6-prozentiger Aufbereitungskonus verlagert die Steigerung der Haftkraftwerte zu Gunsten der *Rebilda*-Gruppe gegenüber der *Bifix*-Gruppe.

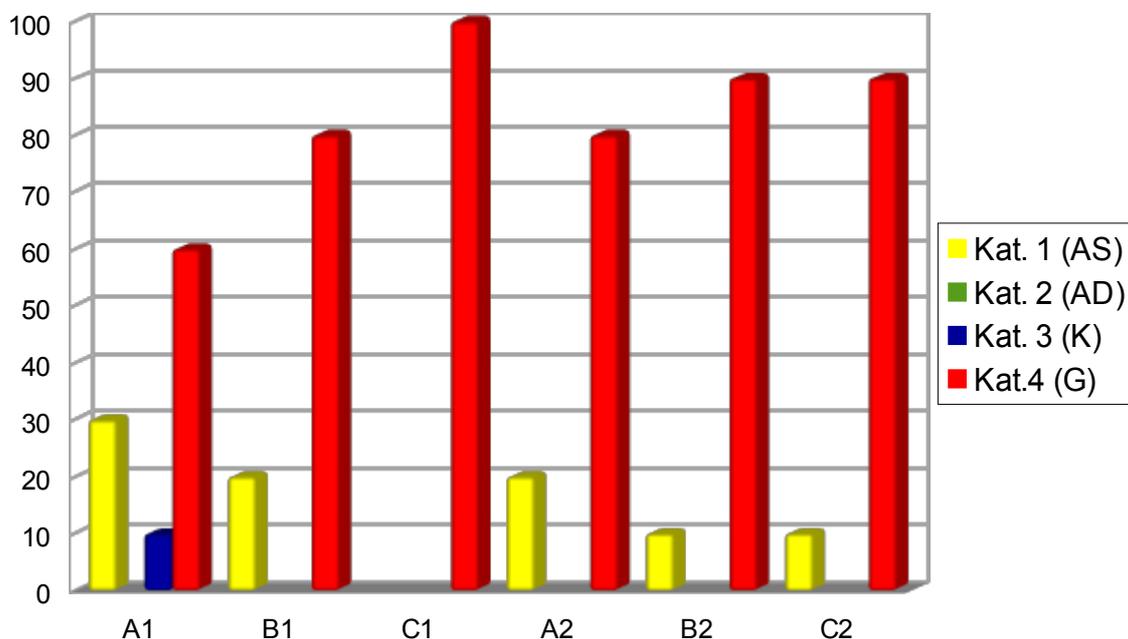
Diese Veränderungen können jedoch im Bezug auf alle Koni als nicht signifikant erachtet werden, da  $p$  stets als  $> 0,05$  ermittelt wurde.

## 6.2 Ergebnisse der Frakturmodusanalyse

Nach erfolgtem *Pullout*-Versuch wurden die extrudierten Spreader einer Frakturmodusanalyse unterzogen. Zu folgender Verteilung kam es im Zuge der Auswertung:

	1	2	3	4
A1	30,00%	0,00%	10,00%	60,00%
B1	20,00%	0,00%	0,00%	80,00%
C1	0,00%	0,00%	0,00%	100,00%
A2	20,00%	0,00%	0,00%	80,00%
B2	10,00%	0,00%	0,00%	90,00%
C2	10,00%	0,00%	0,00%	90,00%

**Tab. 10:** Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Frakturmodi innerhalb der Gruppen



**Abb. 14:** Diagramm der Häufigkeitsverteilung der Frakturmodi

Als vorherrschender Frakturmodus konnte übergeordnet für alle Gruppen die Kategorie 4, ein gemischter Frakturhergang, verzeichnet werden. So lag dieser Frakturmodus jedoch im Bezug auf die *Bifix*-Gruppe bei den 6-prozentig aufbereiteten Versuchszähnen (C1) mit 100% deutlich erhöht gegenüber den Proben mit einer 2-prozentigen Aufbereitung (A1), wo lediglich 60% der Spreader eine gemischte Fraktur aufwiesen. Eine ähnliche Tendenz lässt sich auch an Hand der Gruppen A2 und C2 innerhalb der *Rebilda*-Gruppe feststellen.

Ein adhäsives Versagen zwischen Spreader und Befestigungskomposit konnte vorrangig in den Gruppen A1 (30%) und A2 (20%) festgestellt werden. Diese Aussage kann jedoch durch minimale Kompositrückstände, die auch auf der Oberfläche der betroffenen Spreader der Kat. 1 zu finden waren, in gewissem Maße relativiert werden. Die Kategorien 2 (Versagen zwischen Komposit und Wurzelentin) und 3 (Versagen innerhalb des Kompositgefüges) können soweit vernachlässigt werden.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass wie bereits aus einigen anderen *Pullout*-Studien hervorgegangen, im überwiegenden Falle gemischte Frakturen vorlagen. Dies kann wahrscheinlich auf den Umstand zurückgeführt werden, dass Wurzelkanäle als biologisches Material nie eine einheitliche Konfiguration aufweisen und sich somit unterschiedliche Verteilungsmuster des Befestigungskomposits ergeben.

## **7 Diskussion**

## 7.1 Diskussion der Methodik

### 7.1.1 Auswahl der Versuchszähne

Der Auswahl der Versuchszähne kann bei einer derartigen Studie ein besonderes Maß an Bedeutung zugesprochen werden, da ein möglichst einheitlicher Versuchsablauf und damit einhergehend möglichst aussagekräftige Ergebnisse angestrebt werden sollten.

Dadurch, dass es sich jedoch um biologisches Material, mit der Eigenschaft stets unterschiedliche Charakteristika aufzuweisen, handelt, kann nur von einer Annäherung an den idealen Zustand gleicher Versuchsvoraussetzungen ausgegangen werden.

Um den Einfluss einzelner Faktoren möglichst gering zu halten, wurden folgende Vorabkriterien festgelegt:

- einwurzelig
- gerader Wurzelkanal bei rundem Wurzelquerschnitt
- Wurzelkaries frei
- abgeschlossenes Wurzelwachstum bei Zähnen der zweiten Dentition
- keine endodontische Vorbehandlung
- Kanallumina, die einer Konizität von 2/4/6% zuordnenbar waren

Es sollte primär verhindert werden, die Haftkraftwerte in jeglicher Art zu manipulieren. So sorgen ovale Wurzelquerschnitte gegenüber runden Wurzelquerschnitten durch einen höheren C-Faktor für verringerte Werte (61, 147). Gleiches gilt für endodontisch vorbehandelte Zähne, bei denen Sealerückstände oder medikamentöse Einlagen (wie beispielsweise Calciumhydroxideinlagen) für veränderte Haftkraftwerte sorgen können (4, 6, 11, 84, 141, 178). Die Entstehung von sklerosiertem und tertiär Dentin, wie dies in der Folge von kariösen Prozessen erfolgen kann, schloss die Verwendung von Zähnen mit Wurzelkaries aus. Der Haftverbund an derartig verändertem Dentin lässt ebenfalls nur einen verringerten Haftverbund zwischen Befestigungsmaterial und Wurzel dentin zu (85, 87, 185). Die Auswahl gerader Wurzelkanäle

wirkte möglichen Verkeilungsprozessen entgegen.

### 7.1.2 Wurzelentin

Das Wurzelentin betreffende Wirkgrößen stellen Alter, Spezies und Kariesbefall dar. Diese können Einfluss auf den Haftverbund zwischen Befestigungskomposit und Dentin nehmen (85, 185).

So sorgt ein höheres Alter für eine Zunahme der Apposition peritubulären Dentins im Zuge altersbedingter Sklerosierungsprozesse. Dies hat eine Abnahme der Dentintubuli und einen erhöhten Mineralisationsgrad zur Folge (138). Die Zähne wurden im Praxisalltag der Praxen *Dr. Matthias Christ & Coll. MKG Chirurgie (67657 Kaiserslautern)* und *Dr. Hans-Jörg Ziebel (63679 Schotten)* nach sorgfältiger Beurteilung ihrer Erhaltungswürdigkeit extrahiert, wobei auf eine Alterszuordnung des entsprechenden Zahns verzichtet wurde. Somit kann von keiner eindeutig definierten jedoch klar einzugrenzenden Altersgruppe, von Personen mittleren bis hohen Alters, ausgegangen werden, da erst Alterserscheinungen wie zunehmender Kariesbefall sowie Parodontitiden, eine Extraktion erst nötig machen.

Auch die Bildung von Reizdentin im Zuge der Kariesbildung sorgt für eine Zunahme des Mineralisationsgehalts und beeinflusst somit ebenfalls die Verbundfestigkeit zwischen Wurzelkanal und Befestigungskomposit (102, 138). Ausgeschlossen wurden Kariesprozesse im Wurzelbereich sowohl visuell als auch röntgenologisch.

Speziesspezifische Unterschiede bezüglich der Dentinbeschaffenheit lassen sich eindeutig nachweisen. Bovines Zahnmaterial weist beispielsweise eine andere Tubulusanzahl auf als humanes Dentin (89). Auch wenn mit Zähnen beider Spezies veritable Aussagen über den Verbund zwischen Dentin und Befestigungsmaterialien getroffen werden können, fiel die Wahl auf humane Zähne, da ein angestrebter Praxisbezug so leichter hergestellt werden konnte (132).

Die in der Endodontie bewährte Praxis der medikamentösen Einlage, sowie umfangreiche Spülprozesse beeinflussen den Haftverbund ebenfalls (4, 11, 84,

141, 178). Es wurden Zähne ohne vorangestellte endodontologische Behandlung gewählt .

Natriumazidlösung (0,9% isotonische NaCl-Lösung + 0,001% Natriumazid) wurde als Aufbewahrungsmedium zur bakteriellen Dekontamination gewählt. Eine Verringerung der Haftkraft zwischen Dentin und Kompositen konnte auch nach mehrmonatiger Lagerung in einer derartigen Lösung nicht festgestellt werden. Die Aufbewahrung der Zähne in einer Natriumazidlösung kann somit als unbedenklich eingestuft werden (133).

### **7.1.3 Wurzelkanalaufbereitung**

Ob ein Kanal sich als gerade darstellt, wurde neben der optischen Analyse zudem visuell im Röntgebild beurteilt. Da es sich bei der Art der Aufnahme jedoch um eine zweidimensionale Abbildung handelt gab erst der Aufbereitungsvorgang und die Stahlspreaderinsertion Aufschluss über Abweichungen in der Wurzelkanalanatomie. So kann ein zu starker Druck beim Einbringen der Spreader und damit das Nichterreichen der entsprechenden Arbeitslänge als Verwerfungskriterium des entsprechenden Probezahns angenommen werden. Die Arbeitslänge kann einen entscheidenden Einfluss auf den Haftverbund nehmen (76, 92, 111). Auch Verteilungsprozesse innerhalb gekrümmter Kanäle hätten die Messergebnisse zu Gunsten höherer Haftverbundwerte verfälscht.

Ein weiteres Kriterium, dass zum umgehenden Ausschluss des aufzubereitenden Zahns führte, war eine unzureichende Schneidleistung der rotierenden Feilen vor Erreichen der endgültigen Aufbereitungsparameter. Diese lagen in Gr. A1/A2 bei .02 #40, Gr. B1/B2 bei .04 #40 und Gr. C1/C2 bei .06 #40. In diesen Fällen waren Wurzelkanaldeformitäten oder ovale Wurzelquerschnitte als Kritikpunkt anzunehmen. Eine einheitliche Verteilung des Befestigungskomposits und eine ausreichende Fixierung des Stahlspreaders hätten in diesen Fällen nicht gewährleistet werden können (61, 147).

Die Zuhilfenahme der Aufbereitungssysteme *BioRace* (FKG) und *FlexMaster* (VDW) erlaubten durch Normierung der ISO-Größe und des Tapers, trotz unterschiedlicher Feilengeometrien, die Erreichung der angestrebten Aufberei-

tungsgrößen (52, 159).

#### 7.1.4 Spreadereigenschaften und -insertion

Die Wahl des Spreadermaterials ist insofern zu diskutieren, dass ein solcher Werkstoff im Zusammenhang mit Wurzelkanalfüllungen kaum klinische Anwendung findet. Allerdings sollten diese nicht ein Wurzelkanalfüllmaterial simulieren, sondern einen Wurzelstift, mit Unterschieden hinsichtlich Form und Größe. Zudem besitzen Stahlspreader den Vorteil sich im Zusammenhang mit *Pullout*-Versuchen, durch die Festigkeit des Metallgefüges, nicht vorzeitig beim Wirken axialer Kräfte, aus der Versuchsanordnung zu lösen. Stiftfrakturen konnten somit verhindert werden und die Transmission der Kräfte fand gleichmäßig über den gesamten Kanal verteilt statt.

Zudem sollte idealerweise das Adhäsionsversagen zwischen Befestigungskomposit und Wurzelentin Aufschluss über die angewandten Auszugskräfte geben (41). Das Kernmaterial spielt in diesem Fall lediglich die Rolle des Trägermediums der Befestigungskomposite. Die Angriffsfläche extrudierender Kräfte durch die *Zwick*-Universalprüfmaschine liegt idealerweise zwischen Komposit und Wurzelentin. Bewährt hatte sich der Versuchsaufbau in bereits mehreren, nach Ebert et al. 2011, durchgeführten Studien (11, 18, 19, 41, 147, 157).

Das spezielle, durch die Firma *Komet* vorgelegte Spreaderdesign und die industrielle Fertigung der konfektionierten Spreader ermöglichten eine Objektivierung der Messergebnisse, da keine weiteren Schritte zur Anpassung der Spreader vorgenommen werden mussten.

Um ausreichend Komposit in den Kanal zu applizieren, wurde dieser mit einem Lentulo zunächst gefüllt und anschließend der beschickte Spreader hinterher geschoben. Eine blasenfreie und gleichmäßig benetzte Insertion konnte damit generiert (37, 162), jedoch ein koronales Überpressen nicht verhindert werden. Um die Kontaktfläche zwischen Komposit und Spreader im überpressten Bereich dabei so gering wie möglich zu halten, wurden die Überschüsse sorgfältig von der Spreaderoberfläche entfernt.

Abweichungen bezüglich der Messwerte innerhalb der einzelnen Gruppen können somit auf Einflussfaktoren, wie geringfügige Verkeilung in nicht exakt geraden Wurzelkanälen, leicht variierende Schichtstärken der Befestigungsmaterialien bei unterschiedlichen Wurzelquerschnitten oder nicht exakt axiale Extrusionskräfte, trotz akribischer Adjustierung der Spreader im Querhaupt der Prüfmaschine, zurückgeführt werden (61, 147).

Das Spreaderdesign wies im apikalen Abschnitt am Ende des inserierten Arbeitsteils einen spitz zulaufenden Konus auf. Dessen Höhe beträgt 0,2 mm, die nicht in die Länge des Arbeitsteils mit einberechnet wurden. Sein Flächeninhalt lag bei 0,19 mm<sup>2</sup> (~ 1,1 % der Mantelfläche) mit einem deutlich größeren Taper als der des Arbeitsteils. Er diene einer leichteren Insertions in den Wurzelkanal und beugte apikalen Verkeilungsprozessen vor. Sein Einfluss auf die Haftverbundwerte konnte als rein adhäsiv angenommen, seine Bedeutung im Bezug auf die Haftkraft insgesamt jedoch als unbedeutsam eingestuft werden.

Durch stetige Zunahme der Popularität und Verbesserung von Glasfaserstiften wäre ein gleicher Versuchsaufbau mit derartigen Stiftsystemen durchaus klinisch interessant und könnte für einen veränderten Ausgang der Studie gegenüber Metallstiften sorgen (6, 28, 82, 110).

#### **7.1.5 Befestigungskomposite**

Zur Befestigung der Spreader im Wurzelkanal wurden die beiden Befestigungskomposite *BifixSE* und *RebildaDC* verwendet. Beide Komposite haben ihren Indikationsbereich neben der Befestigung indirekter Versorgungen auch im Bereich der adhäsiven Wurzelstiftbefestigung.

Die Verwendung der Komposite wurde jedoch nicht wie unter den allgemein üblichen Aspekten einer klinischen Stiftinsertion durchgeführt. Die Spreader wurden im Versuch auf volle Arbeitslänge gebracht und nicht wie bei einer herkömmlichen Stiftbefestigung, nach vorangehender endodontologischer Vorbehandlung mittels einer Wurzelkanalfüllung, auf eine einer Stiftversorgung

entsprechenden Arbeitslänge im Wurzelkanal befestigt (Stiftlänge + 3 bis 6 mm Restfüllung) (4). Gleiches gilt neben den unterschiedlichen Arbeitslängen der Studie gegenüber einer *in vivo* durchgeführten Stiftbefestigung auch für die verwendeten Aufbereitungskoni, die nicht denen einer herkömmlichen Wurzelstiftaufbereitung entsprechen (76). Somit kann durchaus in Frage gestellt werden, ob ein anderes Befestigungsmaterial der Versuchsdurchführung gegenüber nicht geeigneter gewesen wäre, da die Ergebnisse somit nicht eins zu eins auf Anforderungen an ein Wurzelstiftsystem übertragen werden können. Es könnte im Rahmen weiterer Studien neben adhäsiven Befestigungskompositen durchaus die Verwendung von Wurzelkanalsealern oder konventionellen Zementen in Erwägung gezogen werden. Sinn dieses hier gewählten Vorgehens war jedoch der weitgehende Ausschluss möglicher Einflussfaktoren. Durch Vermeidung einer vorangegangenen Wurzelkanalfüllung wurde es somit erst möglich, die vorgegebenen Instrumentierungsgrößen zu realisieren. Eine vorherige Wurzelkanalbehandlung hätte eine größere Stiftgröße erfordert, da zur Vermeidung eines Sealereinflusses eine vergrößerte Stiftkanalpräparation erforderlich gewesen wäre. Die daraus resultierende Stiftoberfläche wiederum führt zu einer Erhöhung der Retentionsfläche, wodurch in der Konsequenz dann höhere Haftkraftwerte hätten resultieren können. In vorangegangenen Studien nach diesem Design mit ISO 60-Stiften konnte gezeigt werden, dass vereinzelt sogar Zähne bei der Extrusion adhäsiv inserierter Stifte gesprengt wurden. Um dies zu vermeiden, wurde in Anlehnung an die Studie nach Ebert et al. eine vergleichbare Stiftkanaloberfläche gewählt, um solche Effekte zu vermeiden (41).

Im Zuge vollrotierender Aufbereitung entsteht ein als *Smear layer* zu bezeichnender Biofilm aus organischen und anorganischen Substanzen, der die gesamte Kanalwand, vor allem Bereiche angeschnittener Tubulusöffnungen, belegt. Bei Belassen dieser Rückstände ist eine Verschlechterung des Haftverbunds zwischen Komposit und Dentinoberfläche feststellbar (163, 177).

Zur Auflösung des *Smear layers* wird sich darum Mitteln mit saurem pH-Wert bedient (163, 177). *BifixSE* ist als Self-Etch-Präparat durch saure Monomere (Urethandimethacrylat, Glycerindimethacrylat) selbst in der Lage den *Smear Layer* zu entfernen (pH-Wert 2,5) (166). Bei dem Komposit *RebildaDC* handelt

es sich nicht um ein Self-etch-Präparat, weshalb die Wurzelkanalwand vor Insertion mit dem Universal-Adhäsiv *FuturabondU* (pH-Wert 2,3) konditioniert werden muss (167, 173).

Nicht nur die Entfernung des *Smear layers*, sondern auch die Ausbildung einer Oberflächenvergrößerung, auch Ätzmuster bezeichnet, sorgt für eine bessere Benetzbarkeit und ein mikroretentives Profil (153). Ein verbesserter Haftverbund zwischen Dentin und Komposit ist die Folge (163, 177).

Die Anwendung von Mischkanülen ermöglichte eine gleichmäßige Durchmischung der beiden Kompositkomponenten nach Vorgabe des Herstellers. Der Aushärtvorgang kann durch Lichtapplikation mit handelsüblicher Polymerisationslampe im Falle beider Komposite beschleunigt werden (166, 173). Dies kann vor allem im Bezug auf die praktische Anwendung der Komposite als klinischer Vorteil beurteilt werden.

Auf diese Möglichkeit der Verkürzung der Polymerisationsdauer wurde jedoch bewusst verzichtet, da mit unterschiedlicher Eindringtiefe der Lichtwellen keine einheitliche Polymersierung gewährleistet werden konnte (32). Somit erfolgte der Abbindevorgang rein chemisch, da es sich sowohl bei *BifixSE* als auch bei *Rebilda DC* um dualhärtende Materialien handelt (166, 173).

Eine vollständige Polymerisation ermöglichte dabei die lange Aushärtezeit von 2 Wochen. Das Versehen der *Eppendorf*-Gefäße mit Aqua dest. gesättigten Schaumstoffpellets ermöglichte die Abbindung im feuchten Millieu. Zusätzlich wurde eine Lagerung bei 36 °C unter Abschirmung von Licht vorgesehen, womit dem Mundmillieu ähnliche Voraussetzungen simuliert werden sollten. Einflussfaktoren biologischer oder mechanischer Natur, wie sie im Zuge von Speichelpenetration oder dem Kauvorgang vorkommen können, wurden mangels Umsetzbarkeit dieser *In vitro*-Studie außer Acht gelassen, können jedoch als Kritikpunkt angeführt werden.

Ein erheblicher Teil der *Pullout*-Versuche wurde unter der Verwendung von Befestigungszementen durchgeführt (18, 76, 85). Die Aussagen dieser Studie können nicht auf derartige Materialien übertragen werden, da diese limitiert auf den vorliegenden Versuchsrahmen sind. Sie können somit nur unter dem Aspekt der Verwendung von Befestigungskompositen eingeordnet werden. Eine

Durchführung des gleichen Versuchsaufbaus mit Befestigungszementen könnte eine sinnvolle Ergänzung zum Umfang der hier ermittelten Ergebnisse darstellen und die Tragweite der Resultate erweitern.

### 7.1.6 Stiftkanaloberfläche

Der Wurzelkanalflächeninhalt wurde als ein entscheidender Messparameter zur Prüfung der Hypothesen festgelegt. Er diente im Weiteren der Berechnung der Scherkraft, an Hand derer Aussagen über das Verhalten einzelner Wurzelkanal-konizitäten bezüglich des Haftverbunds getroffen werden sollten (s. 7.1.8).

Die Berechnung erfolgte mittels der Formel:

$$M = \pi (r1 + r2) \sqrt{(r1 - r2)^2 + h^2}$$

So ergaben sich für die Gruppen folgende Flächeninhalte:

Gruppen (Taper/ISO)	Arbeitslänge [AL]	Flächeninhalt [M]
A1/A2 (.02 #40)	11,5 mm	18,61 mm <sup>2</sup>
B1/B2 (.04 #40)	10 mm	18,85 mm <sup>2</sup>
C1/C2 (.06 #40)	9 mm	18,95 mm <sup>2</sup>
$\Sigma \sim 18,80 \text{ mm}^2$		

**Tab. 11:** Gruppenübersicht mit dazugehörigen Arbeitslängen und resultierenden Wurzelkanaloberflächen

Es ist ersichtlich, dass die Werte abwichen, da es manuell nicht möglich war, die Zähne sicher in kleineren Schritten als 0,5 mm für die entsprechenden Proben vorzubereiten. Die Annahme, dass größere Flächeninhalte auch einen stärkeren Haftverbund mit sich bringen, läge somit nahe. Allerdings wurden die analysierten Newton-Werte für die *Pullout*-Kraft entsprechend der tatsächlichen Stiftkanaloberflächen in Megapascal (MPa) umgerechnet, so dass die leichten Unterschiede hier problemlos mathematisch korrigiert werden konnten. Es handelt sich um eine Approximierung an einen einheitlichen Flächeninhalt, dessen Abweichung sich mit ~ 1,3% noch im Rahmen der Messungenaugigkeit befindet.

Weiteren Parametern, wie ein stetig abweichender Sklerosierungsgrad des Wurzelentins, sowie eine ungleichmäßige Polymerisierung, hätten bei dieser Betrachtung eine deutlich schwerere Gewichtung, als Messungenauigkeiten in dieser Größenordnung, zukommen müssen. Die hervorgebrachten Werte können somit als valide angenommen werden.

### **7.1.7 Gruppenstärke der einzelnen Versuchsgruppen**

Die Festlegung der Versuchsgruppenstärken mit 60 Zähnen insgesamt und 10 Zähnen pro Gruppe hat sich bereits in mehreren Versuchen als suffiziente Versuchsgruppengröße herausgestellt und wurde auch in einer Studie entsprechend publiziert (41). Die Vergrößerung des Versuchsgruppenrahmens würde keine signifikant unterschiedlichen Messergebnisse hervorbringen.

### **7.1.8 Analyseverfahren**

Um den Haftverbund zweier Grenzflächen zu ermitteln gibt es verschiedene Analyseverfahren. Allen liegt die folgende Gleichung zur Ermittlung der Scherkraft in MPa zu Grunde:

$$\text{Scherkraft } S \text{ [MPa]} = \text{Adhäsionsverlust } A \text{ [N]} / \text{Mantelfläche } M \text{ [mm}^2\text{]}$$

Die folgenden Verfahren erwiesen sich im Zusammenhang mit werkstoffkundlichen Untersuchungen als valide Vorgehensweisen zur Ermittlung der Scherkraft.

#### **7.1.8.1 *Shear-bond-strength*-Methode**

Eine zylinderförmige Materialprobe wird mittels Schablone auf eine plan geschliffene Dentinoberfläche aufpolymerisiert. Die Schablone generiert dabei gleiche Flächen zur besseren Vergleichbarkeit der Messergebnisse.

Die Berechnung des Flächeninhalts der Haftfläche H (im *Pullout*-Versuch als Mantelfläche M bezeichnet) ist hierbei denkbar einfach und lässt sich auf alle

Proben übertragen.

Durch Parallelverschiebung der Grenzflächen kommt es zu einem Versagen zwischen den Flächen. Moderne Komposite, deren Scherkraft teilweise Werte über 15 MPa erreichen kann, sorgen jedoch gehäuft für kohäsive Ausrisse innerhalb des Dentingefüges. Die Vernachlässigung anatomischer Gegebenheiten durch umfangreiche Präparation der Proben entzieht sich jeglicher praxisbezogener Grundlage (45).

#### **7.1.8.2 Microtensile-Verfahren**

Bei diesem Verfahren wird ebenfalls das zu testende Komposit auf eine plane Dentinoberfläche aufpolymerisiert und die so entstandenen Blöcke zu entweder stäbchenförmigen oder sanduhrförmigen Proben weiterverarbeitet.

Die Entnahme der Dentinprobe ist hierbei frei zu wählen, was eine Differenzierung unterschiedlicher Kanalabschnitte (koronales/mittleres/apikales Kanal-drittel), das so genannte *Mapping*, möglich macht. Unterschiedliche Haftverbundwerte der einzelnen Kanalabschnitte wurden bereits experimentell nachgewiesen (24, 53, 57, 61). Die Grenzfläche findet sich im minimalsten Querschnitt des Stäbchens, beziehungsweise in der Verjüngung der Sanduhrmitte und senkrecht der Probenlängsachse wieder. Per Zugkraft auf die beiden Grenzflächen kommt es bei stetiger Kraftzunahme zum Versagen des Dentin-Komposit-Verbunds.

Auch hier kann bei sorgfältiger Bearbeitung der Proben leicht eine vergleichbare Haftfläche  $H$  erzeugt werden. Jedoch stellt eben diese aufwendige Präparation einen Nachteil dieser Methode dar. Es kommt zum häufigen Verwerfen von Proben, was sich in Anbetracht der Menge der möglichen Proben aus nur einem Zahn zu relativieren vermag. Zudem besteht das grundsätzliche Problem bei diesem Verfahren, dass eine plane Haftfläche erzeugt werden muss, die nachfolgend nichts mehr mit der Oberfläche eines Stiftkanals gemeinsam hat. Natürlich ist es möglich, verschiedene Stäbchen von einer Grenzfläche zu gewinnen, allerdings wäre die Grenzfläche hier dann konvex

und die Stiftkanalpräparation müsste mittels paralleler Stiftkanalbohrer erfolgen. Damit würde im apikalen Bereich eine nicht mehr klinische Aufbereitungsgröße erzielt, so dass hier eine Vermischung von kanalnahe (koronal) mit kanalfernem (apikal) Dentin resultieren würde und die Ergebnisse nicht mehr direkt mit der klinischen Situation vergleichbar wären.

Kohäsive Dentinfrakturen, wie sie sich teilweise beim *Shear-bond-strength*-Verfahren zutragen, können minimiert werden (45). Auch hier lassen die Nichtbeachtung anatomischer Voraussetzungen sowie die Kraftapplikation entlang nur eines kleinen Wurzelkanalabschnitts einen möglichst praxisnahen Bezug vermissen.

#### **7.1.8.3 Pushout-Verfahren**

Der Wurzelkanal wird hierbei zunächst entsprechend der zu untersuchenden Parameter aufbereitet und im Anschluss gefüllt.

Nach Aushärtung der Materialien werden 1 mm dicke Sägeschnitte senkrecht zur Längsachse des Versuchszahns durchgeführt. Ein Stempel, dem Wurzelkanaldurchmesser angemessen, drückt nach Adjustierung der Probe auf das Kernmaterial bis es zur Ermüdung und letztendlich dem Versagen zwischen Wurzelkern und Befestigungsmaterial kommt.

Das Schneiden der Versuchszähne bringt den Vorteil des *Mappings* und den vielfachen Probengewinn, aus einem Versuchszahn, mit sich. Jedoch birgt eben dieser Vorgang die Gefahr, Veränderungen im Dentin-Kompositverbund hervorzurufen, was zu manipulierten Scherkraftwerten führen kann. Die Vielzahl der bereits erfolgreich durchgeführten Studien mittels dieser Methode, erlaubt ihm jedoch eine Berechtigung als anerkanntes Prüfverfahren im Zusammenhang mit haftverbundbezogenen Versuchen (45).

#### **7.1.8.4 Pullout-Verfahren**

Beim *Pullout*-Verfahren wird ein Stahlspreeder nach Aufbereitung des Wurzel-

kanals mit einem zu untersuchenden Befestigungsmaterial fixiert. Eine extrusive Kraft entlang der Längsachse des Versuchszahns wirkt bis es idealerweise zu einem Lösen der Komposit-Wurzeldentin-Verbindung oder einem kohäsiven Versagen innerhalb des Komposits kommt. Ein Versagen der Spreader-Komposit-Verbindung sollte im Rahmen dieser Studie verhindert werden, konnte jedoch nicht gänzlich ausgeschlossen werden. Dieser Vorgang verursacht häufig deutlich erhöhte Scherkraftwerte und ist auf Verkeilungsprozesse in ungeraden Wurzelkanälen oder Inkongruenzen in der Wurzelkanalmorphologie zurück zu führen. Zur Vermeidung dieser erhöhten Friktion als Fehlerquelle war eine gründliche Auswahl sowie Vorbereitung der Versuchsproben von hoher Priorität (45). Der gegenüber der *Shear-bond-strength*- oder *Microtensile*-Methode stärkere Praxisbezug erlaubt Aussagen mit aussagekräftigerer klinischer Relevanz (41). Auch die Scherkraftmessung entlang der gesamten Wurzelkanallänge kommt diesem Aspekt entgegen und hebt sich damit positiv gegenüber dem *Pushout*-Versuch ab. Nicht unerwähnt bleiben sollte jedoch, dass ein *Mapping* einzelner Wurzelkanalabschnitte mit dem angewandten Verfahren nicht möglich ist. Der Vorteil liegt hier klar bei der *Microtensile*- sowie *Pushout*-Methode.

Die Integrität der dekaptierten Wurzel kann gegenüber den Sägeschnitten der *Pushout*-Methode als weniger invasiv betrachtet und damit als den Haftverbund weniger beeinflussend eingestuft werden. Ein frühzeitiger Adhäsionsverlust konnte im Zuge der Probenherstellung entlang der Grenzflächen ausgeschlossen werden. Zudem ist die Betrachtung kleinerer Stiftdurchmesser im Rahmen von *Pushout*-Tests komplizierter, da die durch den Stößel für das Herausdrücken verfügbare Querschnittsfläche, bei derartig kleinen Stiftgrößen, technisch schwieriger umsetzbar gewesen wäre. Die Versuchsdurchführung wäre somit deutlich erschwert gewesen.

Nach Abwägung aller Vor- und Nachteile, sowie der Bestätigung dieses Versuchsaufbaus in mehreren Studien, fiel die Wahl der Haftverbundanalyse auf das *Pullout*-Verfahren (18, 19, 38, 41, 85, 92, 147, 157).

## **7.2 Diskussion der Ergebnisse**

Ziel dieser Studie war es eine Aussage darüber zu treffen, ob ein Aufbereitungs-

konus von 2/4/6% einen Einfluss auf die Haftkraftwerte bewirkt. In der Folge sollte eine Entscheidung darüber getroffen werden können, welcher Aufbereitungskonus im klinischen Zusammenhang für maximal hohe Haftkraftwerte zu wählen ist. Vergleichend wurden hierfür die beiden Befestigungskomposite *BifixSE* und *RebildaDC* gewählt.

Es zeigte sich, dass weder in der *Bifix*-Gruppe noch in der *Rebilda*-Gruppe signifikante Abweichungen zwischen den Haftkraftwerten bei unterschiedlichem Konus auftraten. So hatte die Gruppe A1 (Median = 3,26 MPa) gegenüber der Gruppe B1 ( $p = 0,88$ ) und der Gruppe C1 ( $p = 0,71$ ) keine signifikant höheren Haftkraftwerte ergeben. Das gleiche Bild, nicht signifikant höherer Haftkraftwerte, ergab der Paarvergleich der Gruppe A2 (Median = 2,95 MPa) mit der Gruppe B2 ( $p = 0,55$ ) und der Gruppe C2 ( $p = 0,06$ ). In Limitation dieser Studie kann somit festgestellt werden, dass es keinen Unterschied macht, welcher der drei hier gewählten Aufbereitungskoni gewählt wird. Ob ein größerer Aufbereitungskonus, von beispielsweise 8/10/12%, zu einer Änderung der Scherkraftwerte führen würde, ist im Rahmen dieser Studie nicht untersucht worden und kann somit auch nicht beantwortet werden. Es fehlen aktuell Daten, die Auskunft über einen Zusammenhang, bezüglich der Verwendung höherer Konizitäten, geben könnten. Eine Abweichung der Haftverbundwerte kann somit nicht ausgeschlossen werden.

Der Aspekt der Aufbereitungskonzität mit Auswirkungen auf die Haftkraft wurde bereits für die Wurzelkanalsealer *AHPlus*, *ApexitPlus* und *HybridRootSeal*, bezüglich eines 2-prozentigen und 4-prozentigen Konus, überprüft. Hieraus resultierten sowohl für das *AHPlus* als auch das *HybridRootSeal* signifikant höhere Haftkraftwerte bei 2% Aufbereitungskonus gegenüber den Proben mit 4% (40). Ein Materialzusammenhang kann hierbei kritisch in Betracht gezogen werden. Auch der Versuchsaufbau oder die Erstellung der Prüfkörper können als Variable in der Ermittlung dieser Ergebnisse eine Rolle gespielt haben.

Die Haftwerte im Median der Gruppen A1 (3,26 MPa)/B1 (3,23 MPa)/C1 (3,22 MPa) und der Gruppen A2 (2,95 MPa)/B2 (3,05 MPa)/C2 (3,58 MPa) unterschieden sich im Kruskal-Wallis Test nicht signifikant voneinander

( $p = 0,32$ ) und sind als allgemein hin niedrig zu beurteilen. So erreichte das Befestigungskomposit *BifixSE* in einer Studie über den Einfluss von Wurzelkanalspülungen auf den Haftverbund, je nach Spülung, Werte zwischen 8,62 – 15,02 MPa (40). Verglichen mit der Literatur fielen die Haftverbundwerte in dieser Studie für die angewendeten Befestigungskomposite relativ niedrig aus. Ein ähnliches Bild ergab sich auch im Vergleich zu Studien, die andere Befestigungskomposite in Betracht gezogen haben. (77, 157).

Ein möglicher Einfluss der Charge ist ebenso wenig ausgeschlossen wie die niedrige Aufbereitungsgröße, die sich von denen der übrigen Studien doch deutlich unterscheidet (40, 41). Da jedoch beide Befestigungskomposite verhältnismäßig niedrige Werte anzeigten, ist die Annahme eines Chargenproblems als kritisch zu beurteilen. Auch Veränderung der Produkte zur Verbesserung anderer Eigenschaften, wie beispielsweise einer verbesserten Fließfähigkeit oder Verarbeitbarkeit, zu Lasten des Haftverbundes, könnten angenommen werden, wären jedoch rein spekulativ.

Die wesentlichen Aussagen der Ergebnisse bezüglich der Aufbereitungskonizität sind in einem korrelativen Zusammenhang und nicht in einer qualitativen Aussage über das jeweilige Befestigungsmaterial zu sehen. Dies ist ins Verhältnis zu den ermittelten Ergebnissen zu setzen.

Der Vergleich der beiden Befestigungskomposite erbrachte im nicht parametrischen Mann-Whitney-U-Test bei gleichem Konus keine signifikanten Abweichungen zu Gunsten eines der beiden Materialien. Die Signifikanz lag bei den Gruppen A1/A2 ( $p = 0,50$ ), B1/B2 ( $p = 0,24$ ) und C1/C2 ( $p = 0,36$ ) stets über dem Signifikanzniveau von  $p (\alpha) \geq 0,05$ . Auch eine Korrelation zwischen den beiden Kompositen erbrachte keine signifikant veränderten Haftwerte. So lässt sich feststellen, dass beide Komposite unter dem Gesichtspunkt des Haftverbundes gleichermaßen geeignet sind. Doch auch hier ist anzuführen, dass es Befestigungskomposite gibt, die höhere Haftkraftwerte erzielen können und somit sich beispielsweise im Indikationsbereich von Stiftbefestigungen als möglicherweise geeigneter qualifizieren (92, 114, 120, 127).

Im Bezug auf den Frakturmodus kann, wie bereits aus anderen Studien hervorgegangen, die gemischte Fraktur als vorherrschendes Frakturmuster für alle Gruppen übergeordnet angenommen werden. So lag dieser Frakturtyp bei

100% der Proben in der Gruppe C1 und bei 90% der Proben der Gruppe C2 vor. In den Gruppen mit einem 2-prozentigen Aufbereitungskonus waren diese Werte jedoch leicht zu Gunsten eines Versagens zwischen Spreader und Befestigungskomposit verschoben (Kategorie 1). Dieser Umstand könnte auf die biologische Beschaffenheit der Probenzähne mit ihren unterschiedlichen anatomischen Voraussetzungen zurück zu führen sein. Auch Verteilungsprozesse können nicht gänzlich ausgeschlossen werden.

Ein einheitliches Bild ergibt sich dennoch auch im Bezug auf diese Gruppen, da auch hier der gemischte Frakturtyp, in der Gruppe A1 mit 60% und in der Gruppe A2 mit 80% vorherrschte. Desweiteren konnten auch auf den Spreadern, die einen Frakturmechanismus der Kategorie 1 aufwiesen, minimale Kompositrückstände festgestellt werden. Eine kritische Auseinandersetzung mit der Fragestellung, ab wann der Frakturtypus als gemischt frakturiert bezeichnet werden sollte, wäre statthaft.

### 7.3 Prüfung der Hypothesen

1. Mit zunehmender Konizität bei identischer Kanaloberfläche reduziert sich die *Pulloutkraft* adhäsiv inserierter Metallstifte signifikant.  
Diese Hypothese wird **abgelehnt**.

Bezogen auf den ermittelten Medianwert lagen die Werte bei Betrachtung aller Gruppen in einem Bereich zwischen 2,95 MPa (Gr. A2) und 3,58 MPa (Gr. C2). Der Kruskal-Wallis-Test zeigte somit im Vergleich übergeordnet der 6 untersuchten Gruppen, dass mit  $p = 0,32$  keine signifikante Abweichung der aufzuwendenden *Pullout*-Kräfte vorlag und wurde weiterhin im Vergleich innerhalb der beiden Kompositgruppen (*Bifix*-Gruppe  $p = 0,95$ ; *Rebilda*-Gruppe  $p = 0,11$ ) bestätigt. Auch im Mann-Whitney-U-Paarvergleichstest konnten keine signifikant veränderten Werte zwischen den Gruppen A1/B1/C1 und den Gruppen A2/B2/C2 festgestellt werden.

Mit der Verwendung eines 2-prozentigen, 4-prozentigen oder 6-prozentigen Konusses gehen auf der Grundlage der ermittelten Ergebnisse dieser Studie im Bezug auf die Wurzelkanalaufbereitung keine signifikant höheren oder niedrigeren Haftkraftwerte einher. Darum wird die Hypothese **abgelehnt**.

2. Der Einfluss der Stiftkonizität auf die *Pulloutkraft* unterscheidet sich bei den beiden untersuchten Befestigungskompositen *BifixSE* und *RebildaDC* signifikant.

Diese Hypothese wird **abgelehnt**.

Es ging aus dem Mann-Whitney-U-Test hervor, dass übergreifend aller gewählten Konusgrößen, die Komposite bei jeweils gleichem Konus keine signifikant unterschiedlichen Haftkraftwerte herbeiführten. In der Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zeigte sich sowohl in der *Bifix*-Gruppe (Korr.-koeff. = 0,05) als auch in der *Rebilda*-Gruppe (Korr.-koeff = 0,30), mit einem jeweils schwach positiven Korrelationskoeffizienten, dass es bei Vergrößerung des Konus eine schwache Erhöhung des Haftverbundes gab. Dieser Zusammenhang kann jedoch mit  $p = 0,78$  für die *Bifix*-Gruppe und mit  $p = 0,10$  für die *Rebilda*-Gruppe, als nicht signifikant angenommen werden. Vergleicht man die beiden Befestigungskomposite untereinander, so weist die *Bifix*-Gruppe gegenüber der *Rebilda*-Gruppe, sowohl im Bezug auf einen 2-prozentigen als auch einen 4-prozentigen Aufbereitungskonus, gering höhere Haftkraftwerte auf. Lediglich ein 6-prozentiger Aufbereitungskonus verlagert die Steigerung der Haftkraftwerte zu Gunsten der *Rebilda*-Gruppe gegenüber der *Bifix*-Gruppe. Diese Veränderungen können jedoch im Bezug auf alle Koni ebenfalls als nicht signifikant betrachtet werden.

Es kann festgestellt werden, dass ein Einfluss der Stiftkonizität im Vergleich der beiden verwendeten Befestigungskomposite im Bezug auf veränderte Haftkraftwerte nicht erkennbar war. Darum wird auch diese Hypothese **abgelehnt**.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Ambrosano GMB, Giannini M. Effect of curing mode on bond strength of self-adhesive resin luting cements to dentin. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2010; 93(1):122–7.
2. Al Ansary MAD, Day PF, Duggal MS, Brunton PA. Interventions for treating traumatized necrotic immature permanent anterior teeth: Inducing a calcific barrier & root strengthening. *Dent Traumatol* 2009; 25(4):367–79.
3. Aleisa KI, Almufleh BS, Morgano SM, Lynch CD. Effect of types of luting agent on push-out bond strength of zirconium oxide posts. *J Dent* 2013; 41(4):377–83.
4. Alfredo E, Souza ESd, Marchesan MA, Paulino SM, Gariba-Silva R, Sousa-Neto MD. Effect of eugenol-based endodontic cement on the adhesion of intraradicular posts. *Braz Dent J* 2006; 17(2):130–3.
5. Al-harbi F, Nathanson D. In vitro assessment of retention of four esthetic dowels to resin core foundation and teeth. *J Prosthet Dent* 2003; 90(6):547–55.
6. Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. *Oper Dent* 2009; 34(4):443–51.
7. Andrzejewska E, Lindén L-Å, Rabek JF. The role of oxygen in camphorquinone-initiated photopolymerization. *Macromol Chem Phys* 1998; 199(3):441–9.
8. Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent* 2009; 37(3):219–27.
9. Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Microtensile bond strength of dual-polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2):99–106.
10. Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL, Goes MF de, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent* 2008; 36(6):418–26.

11. Arslan H, Akcay M, Çakir M, Gok A, Yasa B, Dalli M. Comparison of bond strength of self-etch adhesive to pulp chamber dentin after placement of calcium hydroxide and various antibiotic pastes. *Acta Odontol Scand* 2015; 73(3):226–31.
12. Artopoulou I-I, 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; 15(3):172–9.
13. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dent Mater J* 2002; 18(4):295–303.
14. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 1998; 24(11):703–8.
15. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: Fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006; 31(1):47–54.
16. Becker K. HÜLSMANN DGZMK Endoanforderung.
17. Bergoli CD, Amaral M, Druck CC, Valandro LF. Evaluation of four cementation strategies on the push-out bond strength between fiber post and root dentin. *Gen Dent* 2011; 59(6):498–502.
18. Binus S, Koch A, Petschelt A, Berthold C. Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss--bond strength of conventionally and adhesively luted fiber-reinforced composite posts. *Dent Traumatol* 2013; 29(5):339–54.
19. Bitter K, Eirich W, Neumann K, Weiger R, Krastl G. Effect of cleaning method, luting agent and preparation procedure on the retention of fibre posts. *Int Endod J* 2012; 45(12):1116–26.
20. 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; 39(10):809–18.

21. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM. A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. *Int Endod J* 2004; 37(12):840–8.
22. 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; 95(4):302–10.
23. Bonifácio CC, Shimaoka AM, Andrade AP de, Raggio DP, van Amerongen WE, Carvalho RCR de. Micro-mechanical bond strength tests for the assessment of the adhesion of GIC to dentine. *Acta Odontol Scand* 2012; 70(6):555–63.
24. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer J-M, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater J* 2003; 19(3):199–205.
25. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater J* 2005; 21(10):962–70.
26. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-53
27. Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater J* 2002; 18(3):239–45.
28. Cantoro A, Goracci C, Vichi A, Mazzoni A, Fadda GM, Ferrari M. Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dent Mater J* 2011; 27(10):e197-204.
29. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts--why, when and how. *Dent Clin North Am* 1976; 20(2):299–311.
30. Carvalho CAT, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CHR. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol* 2005; 21(3):155–9.
31. Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Aust Dent J*

1993; 38(1):39–45.

32. Chaves CdAL, Melo RMd, Passos SP, Camargo FP, Bottino MA, Balducci I. Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci* 2009; 17(3):155–60.

33. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH et al. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res* 2005; 84(3):223–7.

34. Chutinan S. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater J* 2004; 20(4):345–51.

35. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. *J Prosthet Dent* 1998; 79(5):520–5.

36. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthet Dent* 2001; 10(1):26–36.

37. D'Arcangelo C, D'Amario M, Vadini M, Zazzeroni S, Angelis F de, Caputi S. An evaluation of luting agent application technique effect on fibre post retention. *J Dent* 2008; 36(4):235–40.

38. Dias LLL, Giovani AR, Silva Sousa YTC, Vansan LP, Alfredo E, Sousa-Neto MD et al. Effect of eugenol-based endodontic sealer on the adhesion of intraradicular posts cemented after different periods. *J Appl Oral Sci* 2009; 17(6):579–83.

39. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mater J* 2003; 19(3):226–31.

40. DZZ Grandjean Bärenz.

41. Ebert J, Leyer A, Günther O, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R et al. Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *J Endod* 2011; 37(11):1558–61.

42. Ellakwa A, Cho N, Lee IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental

- composites. *Dent Mater J* 2007; 23(10):1229–35.
43. Erdemir A, Ari H, Gungunes H, Belli S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod* 2004; 30(2):113–6.
44. Ernst C-P. Positioning self-etching adhesives: Versus or in addition to phosphoric acid etching? *J Esthet Restor Dent* 2004; 16(1):57–69.
45. ESPE 3. 3M ESPE Adhesive Technology.
46. ESPE 3. Rocatec(TM) Bonding System.
47. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: Consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J* 2006; 39(12):921–30.
48. Faria-e-Silva AL, Mendonca AAM, Garcez RMVdB, Oliveira AdSd, Moreira AG, Moraes RRd. Adhesion strategy and early bond strengths of glass-fiber posts luted into root canals. *Braz Oral Res* 2012; 26(5):485–7.
49. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90(6):556–62.
50. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011; 38(4):295–314.
51. FKG Dentaire BioRace Anleitung Stand: November 2017. 2015.06.23\_n°103\_BioRace.indd.
52. FKG Dentaire BioRace Broschüre Stand: November 2017. biorace\_brochure\_cs4.indd.
53. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil* 2005; 32(2):97–104.
54. Frankenberger R, Kern M. Dentin adhesives create a positive bond to dental hard tissue. *Int J Comput Dent* 2003; 6(2):187–92.
55. Fraunhofer JA von. Adhesion and cohesion. *Int J Dent* 2012; 2012:951324.
56. Gaikwad A, Pal KS, Ranganath LM, Jain JK, Patil P, Babar G. Fracture Resistance of Teeth Restored with Various Post Designs and Cemented with

- Different Cements: An In-vitro Study. *J Int Oral Health* 2015; 7(Suppl 1):33–7.
57. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001; 27(5):321–4.
58. Gernhardt CR, Bekes K, Schaller H-G. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: An in vitro study and a case report. *Quintessence Int* 2005; 36(8):593–601.
59. Gerth HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater J* 2006; 22(10):934–41.
60. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 2004; 32(8):629–34.
61. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004; 112(4):353–61.
62. Ha J-H, Park S-S. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restor Dent Endod* 2012; 37(4):215–9.
63. Habib B, Fraunhofer JA von, Driscoll CF. Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores. *J Prosthodont* 2005; 14(3):164–9.
64. Haller B. Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 2000; 13(1):44–50.
65. Hayashi M, Ebisu S. Key factors in achieving firm adhesion in post–core restorations. *Jpn Dent Sci Rev* 2008; 44(1):22–8.
66. Hemalatha H, Sandeep M, Kulkarni S, Yakub SS. Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using Resilon and Ribbond as root reinforcements--an in vitro study. *Dent Traumatol* 2009; 25(4):433–8.

67. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1:67–76.
68. Hirabayashi C, Imai Y. Studies on MMA-tBB resin. I. Comparison of TBB and other initiators in the polymerization of PMMA/MMA resin. *Dent Mater J* 2002; 21(4):314–21.
69. Hülsmann M, Stryga F. Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. *J Endod* 1993; 19(3):141–5.
70. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999; 12(1):78–82.
71. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater J* 2013; 29(6):605–17.
72. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater J* 2000; 16(1):41–7.
73. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of polymerization mode and C-factor on cohesive strength of dual-cured resin cements. *Dent Mater J* 2012; 28(7):722–8.
74. Kahnamouei M, Mohammadi N, Navimipour E, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fiber posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Med Oral* 2012:e337-e344.
75. Kaup M, Dammann CH, Schäfer E, Dammaschke T. Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head Face Med* 2015; 11:14.
76. Keswani K, Maria R, Punga R. A Comparative Evaluation of the Retention of Tooth Coloured and Stainless Steel Endodontic Posts: An In-vitro Study. *J Clin Diagn Res* 2014; 8(4):ZC04-6.
77. Khoroushi M, Kachuei M. Pull-out bond strength of a self-adhesive resin cement to NaOCl-treated root dentin: Effect of antioxidizing agents. *Restor Dent Endod* 2014; 39(2):95–103.

78. Kim H-J, Bagheri R, Kim YK, Son JS, Kwon T-Y. Influence of Curing Mode on the Surface Energy and Sorption/Solubility of Dental Self-Adhesive Resin Cements. *Mater (Basel)* 2017; 10(2).
79. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent* 2015; 43(4):430–9.
80. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater J* 2005; 21(12):1150–7.
81. Lai SC, Mak YF, Cheung GS, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM et al. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *J Dent Res* 2001; 80(10):1919–24.
82. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater J* 2005; 21(8):709–15.
83. Lawson NC, Robles A, Fu C-C, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent* 2015; 43(10):1229–34.
84. Lee B-S, Lin Y-C, Chen S-F, Chen S-Y, Chang C-C. Influence of calcium hydroxide dressing and acid etching on the push-out bond strengths of three luting resins to root canal dentin. *Clin Oral Investig* 2014; 18(2):489–98.
85. Li X-j, Zhao S-j, Niu L-n, Tay FR, Jiao K, Gao Y et al. Effect of luting cement and thermomechanical loading on retention of glass fibre posts in root canals. *J Dent* 2014; 42(1):75–83.
86. Liberman R, Ben-Amar A, Urstein M, Gontar G, Fitzig S. Conditioning of root canals prior to dowel cementation with composite luting cement and two dentine adhesive systems. *J Oral Rehabil* 1989; 16(6):597–602.
87. Lindblad RM, Lassila LVJ, Salo V, Vallittu PK, Tjäderhane L. One year effect of chlorhexidine on bonding of fibre-reinforced composite root canal post to dentine. *J Dent* 2012; 40(9):718–22.
88. Liu Y, Bai X, Liu YW, Wang Y. Light-Cured Self-Etch Adhesives Undergo Hydroxyapatite-Triggered Self-Cure. *J Dent Res* 2016; 95(3):334–41.

89. Lopes MB, Sinhoreti MAC, Gonini Júnior A, Consani S, McCabe JF. Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. *Braz Dent J* 2009; 20(4):279–83.
90. Love RM, Purton DG. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. *J Dent* 1998; 26(7):599–602.
91. Maccari PCA, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15(1):25-30; discussion 31.
92. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LRM. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod* 2010; 36(9):1543–6.
93. Mahasti S, Sattari M, Romoozi E, Akbar-Zadeh Baghban A. Cytotoxicity Comparison of Harvard Zinc Phosphate Cement Versus Panavia F2 and Rely X Plus Resin Cements on Rat L929-fibroblasts. *Cell J* 2011; 13(3):163–8.
94. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003; 16(1):39–44.
95. Manar M Abu-Nawareg, Ahmed Z Zidan, Jianfeng Zhou, Kelli Agee, Ayaka Chiba, Jungi Tagami et al. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review. *Am J Dent*. 2015 Dec; 28(6): 321–332
96. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Pitt Ford TR. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. 2002. *Int Endod J* 2009; 42(5):401–5.
97. Marchan S, Coldero L, Whiting R, Barclay S. In vitro evaluation of the retention of zirconia-based ceramic posts luted with glass ionomer and resin cements. *Braz Dent J* 2005; 16(3):213–7.
98. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater J* 2010; 26(2):e11-6.
99. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *Eur J Oral Sci* 2010; 118(1):80–6.

100. Meharry MR, Moazzami SM, Li Y. Comparison of enamel and dentin shear bond strengths of current dental bonding adhesives from three bond generations. *Oper Dent* 2013; 38(6):E237-45.
101. Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 2001; 34(5):346–53.
102. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996; 41(5):401–12.
103. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75(4):375–80.
104. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75(4):375–80.
105. Munck J de, Vargas M, van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater J* 2004; 20(10):963–71.
106. Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998; 11(1):36–45.
107. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16(3):265–73.
108. 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; 96(5):332–8.
109. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater J* 2007; 23(2):138–44.
110. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008; 34(8):1006–10.
111. Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of

- tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil* 2002; 29(1):28–34.
112. Nomoto S, Kameyama A, Nakazawa T, Yazaki K, Amagai T, Kawada E et al. Influence of ascorbic acid on bonding of peroxide-affected dentin and 4-META/MMA-TBB resin. *Clin Oral Investig* 2006; 10(4):325–30.
113. Nothdurft FP, Pospiech PR. Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(4):311–4.
114. Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas K-T. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. *J Dent* 2013; 41(11):1020–6.
115. Park J-K, Lee G-H, Kim J-H, Park M-G, Ko C-C, Kim H-I et al. Polymerization shrinkage, flexural and compression properties of low-shrinkage dental resin composites. *Dent Mater J* 2014; 33(1):104–10.
116. Parsegian VA, Ninham BW. Temperature-Dependent van der Waals Forces. *Biophys J* 1970; 10(7):664–74.
117. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater J* 2011; 27(1):1–16.
118. Paul SJ, Werder P. Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: A 4-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004; 17(5):524–8.
119. Perdigao J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: A comprehensive review. *J Esthet Restor Dent* 2013; 25(4):219–41.
120. Pereira JR, da Rosa RA, do Valle AL, Ghizoni JS, Só MVR, Shiratori FK. The influence of different cements on the pull-out bond strength of fiber posts. *J Prosthet Dent* 2014; 112(1):59–63.
121. Peroz I, Blankenstein F, Lange K-P, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int* 2005; 36(9):737–46.
122. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element

analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4):442–8.

123. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater J* 2007; 23(9):1129–35.

124. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: A literature review. *J Adhes Dent* 2008; 10(4):251–8.

125. Rahal V, Oliveira FG de, Briso ALF, dos Santos PH, Sundefeld MLMM, Sundfeld RH. Correlation between hybrid layer thickness, resin tag length and microtensile bond strength of a self-etching adhesive system. *Acta Odontol Latinoam* 2012; 25(2):231–7.

126. Rahimi M, Jainan A, Parashos P, Palamara J, Messer HH. Enhancing the bond of a resin-based sealer to root dentine. *Int Endod J* 2012; 45(12):1141–7.

127. Rasimick BJ, Shah RP, Musikant BL, Deutsch AS. Effect of EDTA conditioning upon the retention of fibre posts luted with resin cements. *Int Endod J* 2008; 41(12):1101–6.

128. 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; 29(2):125–31.

129. Ricketts DNJ, Tait CME, Higgins AJ. Tooth preparation for post-retained restorations. *Br Dent J* 2005; 198(8):463–71.

130. Roedel L, Bednarzig V, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U, Zorzin J. Self-adhesive resin cements: PH-neutralization, hydrophilicity, and hygroscopic expansion stress. *Clin Oral Investig* 2017; 21(5):1735–41.

131. Romeed SA, Dunne SM. Stress analysis of different post-luting systems: A three-dimensional finite element analysis. *Aust Dent J* 2013; 58(1):82–8.

132. Ruttermann S, Braun A, Janda R. Shear bond strength and fracture analysis of human vs. bovine teeth. *PLoS One* 2013; 8(3):e59181.

133. Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz oral res* 2008; 22(4):352–

7.

134. Schmage P, Nergiz I, Markopoulou S, Pfeiffer P. Resistance against pull-out force of prefabricated coated FRC posts. *J Adhes Dent* 2012; 14(2):175–82.

135. Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent* 2009; 34(1):93–101.

136. Schmage P, Sohn J, Nergiz I, Ozcan M. Various conditioning methods for root canals influencing the tensile strength of titanium posts. *J Oral Rehabil* 2004; 31(9):890–4.

137. Schmage P, Sohn J, Ozcan M, Nergiz I. Effect of surface treatment of titanium posts on the tensile bond strength. *Dent Mater J* 2006; 22(2):189–94.

138. Schupbach P, Krejci I, Lutz F. Dentin bonding: Effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(4):344–52.

139. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J Endod* 2004; 30(5):289–301.

140. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B. The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil* 2004; 31(6):585–9.

141. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: A scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97(3):381–7.

142. Sharma G, Kakkar P, Vats A. A Comparative SEM Investigation of Smear Layer Remaining on Dentinal Walls by Three Rotary NiTi Files with Different Cross Sectional Designs in Moderately Curved Canals. *J Clin Diagn Res* 2015; 9(3):ZC43-7.

143. Shillingburg HT, JR, Kessler JC, Wilson EL, JR. Root dimensions and dowel size. *CDA J* 1982; 10(10):43–9.

144. Shiratori FK, Valle ALd, Pegoraro TA, Carvalho RM, Pereira JR. Influence of technique and manipulation on self-adhesive resin cements used to cement intraradicular posts. *J Prosthet Dent* 2013; 110(1):56–60.

145. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater* 2016; 7(3).
146. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RRd, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res* 2015; 29.
147. Soejima H, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Effect of adhesive system on retention in posts comprising fiber post and core resin. *Dent Mater J* 2013; 32(4):659–66.
148. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: From the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)* 2017; 8(1):1–17.
149. Someya T, Kinoshita H, Harada R, KAWADA E, TAKEMOTO S. Effects of calcium hydroxide reagent on the bond strength of resin cements to root dentin and the retention force of FRC posts. *Dent Mater J* 2017; 36(5):630–7.
150. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 63(5):529–36.
151. Spazzin AO, Galafassi D, Meira-Júnior AD de, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent* 2009; 34(2):223–9.
152. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978; 39(4):400–5.
153. Takao Fusayama and Toshio Maeda. Effect of Pulpectomy on Dentin Hardness. *J Dent Res.* 1969 May-Jun;48(3):452-60
154. Tan PLB, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005; 93(4):331–6.
155. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33(4):297–310.
156. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol ILS,

- Geraldeli S et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. Dent Mater J 2013; 29(10):999–1011.
157. Toman M, Toksavul S, Sarikanat M, Firidinoğlu K, Akin A. The evaluation of displacement resistance of glass FRC posts to root dentine using a thin slice push-out test. Int Endod J 2009; 42(9):802–10.
158. van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 1998; 26(1):1–20.
159. VDW Flexmaster Anleitung Stand November 2017.
160. VDW Flexmaster Torquecard Stand November 2017.
161. Viani A, Sotiriadis K, Kumpová I, Mancini L, Appavou M-S. Microstructural characterization of dental zinc phosphate cements using combined small angle neutron scattering and microfocus X-ray computed tomography. Dent Mater J 2017; 33(4):402–17.
162. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. Dent Mater J 2002; 18(7):495–502.
163. Violich DR, Chandler NP. The smear layer in endodontics - a review. Int Endod J 2010; 43(1):2–15.
164. VOCO Bifix SE Scientific Report Bakterielle Adhsäsion Stand: November 2017. WI.
165. VOCO Bifix SE Scientific Report Haftung Stand: November 2017. WI.
166. VOCO Bifix SE Sicherheitsdatenblatt Stand: November 2017.  
sdb724Bifix\_SE\_Basis\_rev.
167. VOCO Futurabond U Anleitung Stand: November 2017. Instructions for Use. In: Pfisterer P, editor. Signaturenlexikon / Dictionary of Signatures. Berlin, Boston: DE GRUYTER; 1999.
168. VOCO Rebuilda DC Anleitung Stand November 2017.
169. VOCO Rebuilda DC Anwenderbericht "Stumpfaufbauten leicht gemacht" Stand: November 2017. EJ0110\_28-30\_Manhart (Page 1).
170. VOCO Rebuilda DC Anwenderbericht "Verankerung mit faserverstärktem

- Komposit" Stand: November 2017. EJ0309\_30-35\_Manhart (Page 1).
171. VOCO Rebuilda DC Scientific Report "Befestigungsmaterialien von VOCO" Stand: November 2017. WI.
172. VOCO Rebuilda DC Scientific Report "Rebuilda DC - Bruchresistenz" Stand: November 2017. WI.
173. VOCO Rebuilda DC Sicherheitsdatenblatt Stand: November 2017. sdb242Rebuilda\_DC\_Basis\_rev.
174. Watts DC, Kisumbi BK, Toworfe GK. Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. Dent Mater J 2000; 16(2):89–96.
175. Weiger R, Petschelt A, Schäfer E. Definition von „erfolgreicher“ und „nicht erfolgreicher“ Wurzelkanalbehandlung: Stellungnahme DGZMK. DZZ 56 (01) 2000; (56).
176. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. J Endod 1991; 17(6):293–7.
177. White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. J Endod 1984; 10(12):558–62.
178. Windley W, Ritter A, Trope M. The effect of short-term calcium hydroxide treatment on dentin bond strengths to composite resin. Dent Traumatol 2003; 19(2):79–84.
179. Wrbas K-T, Altenburger MJ, Schirmeister 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; 33(7):840–3.
180. Yap AUJ, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. Dent Mater J 2016; 35(3):503–10.
181. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J Dent Res 1999; 78(4):898–905.
182. Zandbiglari T, Davids H, Schäfer E. Influence of instrument taper on the

resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101(1):126–31.

183. Zheng P, Chen H. Evaluate the effect of different MMPs inhibitors on adhesive physical properties of dental adhesives, bond strength and MMP substrate activity. *Sci Rep* 2017; 7(1):4975.

184. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4):368–73.

185. Zicari F, Couthino E, Munck J de, Poitevin A, Scotti R, Naert I et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater J* 2008; 24(7):967–77.

## 9 Anhang

### 9.1 Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
à	je
Abb.	Abbildung
AD	adhäsives Versagen am Dentin
$Al_2O_3$	Aluminiumoxid
Aqua dest.	destilliertes Wasser
AS	adhäsives Versagen am Spreader
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
°C	Grad Celcius
ca.	circa
DDDMA	Decandioldimethacrylat
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Mund-,Zahn-und Kieferheilkunde
F	Kraft (von lat. <i>Fortitudo</i> )
Gew%	Gewichtsprozent
GIZ	Glasionomermzement
GPa	Gigapascal
$H_2O_2$	Wasserstoffperoxid
$H_2O$	Wasser
ISO	International Organization for Standardization
K	kohäsives Versagen im Material
Korr.-koeff	Korrelationskoeffizient
lat.	Lateinisch Sprache (lingua latina)
Max	Maximum
µm	Mikrometer
min	Minute(n)
Min	Minimum
mm	Millimeter
ml	Milliliter
MPa	Megapascal

N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
<i>NaCl</i>	Natriumchlorid
<i>NaOCl</i>	Natriumhypochlorid
<i>Ni-Cr</i>	Nickel-Chrom
nm	Nanometer
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
Upm	Umdrehungen pro Minute
Vol%	Volumenprozent
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient

## 9.2 Materialverzeichnis

Alkohol 70%	Hoffman & Sommer	Königsee, Deutschland
Aqua dest.	Zahnklinik Marburg	Universität Marburg
<i>BifixSE</i> (LOT-Nr.: 1427188)	VOCO	Cuxhaven, Deutschland
<i>BioRace</i> -System	FKG Dentaire SA	La Chaux-de-Fonds, CH
Canon EOS 500D	Canon, Inc.	Tokyo, Japan
<i>C-Feilen</i> ISO 15	VDW	München, Deutschland
<i>EndoPilot</i>	Schlumbohm	Borkstedt, Deutschland
<i>VMK Endoneedle</i>	Dr. Buquet	Dilbeek, Belgium
<i>Endo-Tim</i>	VOCO	Cuxhaven, Deutschland
<i>Eppendorfgefäß</i> 1,5 ml	Eppendorf AG	Hamburg, Deutschland
<i>FlexMaster</i>	VDW	München, Deutschland
<i>FuturabondU</i> (LOT-Nr.: 1423063)	VOCO	Cuxhaven, Deutschland
Diamant-Schleifer (Grünring)	Komet	Lemgo, Deutschland
Lentulo #25	Komet	Lemgo, Deutschland
<i>Minifix</i> -Messelehre	VDW	München, Deutschland
Natriumazidlösung	Zahnklinik Marburg	Universität Marburg
<i>Omnifix</i> 2ml Spritzen	B.Braun	Melsungen, Germany
Papierspitzen #35	Roeko	Langenau, Deutschland

Polymerisationslampe Elipar	3M Espe	Seefeld, Deutschland
<i>RebildaDC</i>	VOCO	Cuxhaven, Deutschland
(LOT-Nr.: 1322264)		
<i>Rocatec</i> -System	3M Espe	Seefeld, Deutschland
Röntgengerät	Soredex	Helsinki, Finnland
rotes Winkelstück	KaVo	Biberach, Deutschland
Scaler	Hu-Friedy	Chicago, IL, USA
Schleifscheibe	Wassermann	Hamburg, Deutschland
Spreader	VDW	München, Deutschland
<i>SPSS 22.0</i>	IBM Corp.	Armonk, NY, USA
Stahl-Spreader	Dentsply DeTrey	Konstanz, Deutschland
<i>testXpert</i> -Software	Zwick Roell	Ulm, Deutschland
Trennscheibe	Komet	Lemgo, Deutschland
Trimmer	Wassermann	Hamburg, Deutschland
<i>Zwick1120</i> -Universalmaschine	Zwick Roell	Ulm, Deutschland

Geschützte Eigennamen wurden im Text *kursiv* geschrieben.

### 9.3 Tabellenverzeichnis

**Tab. 1:** Berechnung der Wurzelkanaloberflächen

**Tab. 2:** Einteilung der Gruppen

**Tab. 3:** Einteilung des Frakturmechanismus

**Tab. 4:** Messergebnisse aller Gruppen

**Tab. 5:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Shapiro-Wilk-Tests

**Tab. 6:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests der Bifix-Gruppen

**Tab. 7:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests der Rebuilda-Gruppen

**Tab. 8:** Signifikanzwerte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests im Vergleich beider Komposite

**Tab. 9:** Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho beider Komposite

**Tab. 10:** Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Frakturmodi innerhalb der Gruppen

**Tab. 11:** Gruppenübersicht mit dazugehörigen Arbeitslängen und resultierenden Wurzelkanaloberflächen

### 9.4 Abbildungsverzeichnis

**Abb. 1:** ISO-Normierung für Wurzelkanalinstrumente

**Abb. 2:** BioRace-Feilensystem (li.: Basic Set; re.: Extended Set) (52)

**Abb. 3:** FlexMaster-Feilensystem BasicKit (159)

**Abb. 4:** Flowchart des Versuchsdesigns

**Abb. 5:** Beispiele für Röntgenbilder zur Beurteilung der Wurzelkanalbeschaffenheit

**Abb. 6:** Kegelstumpfdarstellung

**Abb. 7:** BifixSE-Kartusche die zur Insertion verwendet wurde mit LOT-Nummer (s.9.2 Materialverzeichnis)

**Abb. 8:** FuturabondU-Blister mit LOT-Nummer (s.9.2 Materialverzeichnis)

**Abb. 9:** RebuildaDC-Kartusche mit LOT-Nummer (s.9.2 Materialverzeichnis)

**Abb. 10:** Beispielaufnahmen der Probenzähne nach Spreaderinsertion

**Abb. 11:** Versuchsaufbau Pullout-Versuch

**Abb. 12:** *Beispielbilder der unterschiedlichen Frakturmodi*

**Abb. 13:** *Boxplotdiagramm der gesamten Versuchsreihe zur Darstellung der Pullout-Kraft der Befestigungskomposite BifixSE und FuturabondU / RebildaDC*

**Abb. 14:** *Diagramm der Häufigkeitsverteilung der Frakturmodi*

## 9.5 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Philipps-Universität in Marburg waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten:

Arweiler, Auschill, Baranovski, Braun, Cetin, Draenert, Feuser, Fischer, Frankenberger, Gente, Gloerfeld, Gockel, Hellak, Himpel, Höffken, Kinscherft, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mengel, Milani, Mittag, Moll, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pieper, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Steiniger, Teymoortash, Weihe, Weber, Westermann, Wrocklage

## 9.6 Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle aufrichtig für die tatkräftige Unterstützung während der Entstehung dieser Dissertation bedanken.

Mein erster Dank gilt dem Betreuer meiner Doktorarbeit PD Dr. Matthias Roggendorf, für die Überlassung des Themas und die durchweg herausragende Unterstützung zur Bewerkstellung dieses Projekts. In tiefster Verbundenheit sage ich: "Vielen lieben Dank, Roggi!"

Für die außerordentliche Unterstützung während meines gesamten Werdegangs möchte ich von ganzem Herzen meinen Eltern, Andrea Dunker und Hans-Jörg Ziebel, danken. Ohne euch wäre das alles nicht möglich gewesen und darum möchte ich euch diese Doktorarbeit als ein Zeichen meiner Anerkennung widmen.

Auch meiner ganzen Familie und meinen Freunden gilt ein spezieller Dank, die mir stets mit Rat und Tat beiseite standen und stehen.