

DISSERTATION

**Vergleichende Untersuchungen zur postendodontischen
Versorgung mit einem neuartigen, teilkonfektionierten
Glasfasersystem**

**Comparative studies on post-endodontic treatment with a
novel, partially assembled glass fiber system**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

George Babajew

Erstbetreuer*in: Prof. Dr. Peter Pospiech

Datum der Promotion: 30.11.2023

Inhaltsverzeichnis

1. Abstrakt	1
2. Einleitung	5
3. Grundlagen	6
3.1 Stiftversorgung	6
3.1.1 Indikation von Stiften und ihre funktionelle Bedeutung	6
3.1.2 Bedeutung des Ferrule-Designs	7
3.1.3 Stiftformen und Stiftsysteme	10
3.1.4 Aufteilung der Stift-Stumpf-Aufbauten in Herstellungsverfahren	13
3.1.5 Stiftmaterialien	14
3.1.6 Stiftdurchmesser und -länge	17
3.2. Adhäsiver Verbund	19
3.2.1 Verbund Komposit-Dentin	20
3.2.2 Verbund Stift-Stumpfaufbau-Wurzeldentin	21
3.2.3 Verbund Komposit-Keramik	21
3.2.4 Besonderheiten bei der adhäsiven Befestigung im Vergleich zum konventionellen Zementieren im Wurzelkanal	22
3.3 Die definitive postendodontische Versorgung	23
4. Problemstellung	25
5. Material und Methode	25
5.1 Vorversuche	25
5.2 Versuchsreihen	26
5.3 Versuchsablauf	27
5.3.1 Selektion der Prämolaren und Separierung der Krone der Wurzel	28
5.3.2 Endodontische Aufbereitung mit dem Protaper Next System	30
5.3.3 Stiftsetzung	31
5.3.4 Präparation der Zähne, Kronenherstellung und Zementierung	37
5.3.5 Einbetten der Zähne und Probenherstellung	40
5.3.6 Thermozyklische Alterung und mechanische Belastung der Zähne	43
5.3.7 Bruchfestigkeitsprüfung	45
5.3.8 Einteilung in Frakturgruppen	46
5.3.9 Selektion der Proben für die Untersuchung	47
6. Ergebnisse	49
6.1 Ergebnisse der Versagensverteilung in der Kausimulation	49
6.2 Ergebnisse der maximalen Belastbarkeit	52
6.3 Ergebnisse der Frakturmuster	54

6.3.1 Frakturmusteranalyse	54
6.3.2 Visuelle Darstellung der beobachteten Frakturmuster	55
6.3.3 Grafische Darstellung der Verteilung von (nicht-) restaurierbaren Frakturen	59
6.4 Ergebnisse der Rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung	59
7. Diskussion	63
7.1 Aussagekraft von In-vitro-Untersuchungen	63
7.2 Diskussion der Methodik	63
7.2.1 Zahnauswahl und Gruppeneinteilung	63
7.2.2 Endodontische Behandlung	65
7.2.3 Stiftinsertion	66
7.2.4 Verankerung von Stiftschrauben	66
7.2.5 Stiftzementierung	67
7.2.6 Kronenzementierung	68
7.2.7 Einbetten der Proben in den Kunststoffsockel	69
7.2.8 Lagerung der Proben und Kausimulatorbelastung	70
7.2.9 Bruchbelastung	70
7.2.10 Statistische Auswertung	71
7.3 Diskussion der Ergebnisse	73
7.3.1 Kausimulation	73
7.3.2 Bruchversuche	73
7.3.3 Einfluss des Ferrule-Effektes auf maximale Belastbarkeit	74
7.3.4 Einfluss der Insertionslänge auf die maximale Belastbarkeit	75
7.3.5 Einfluss der Befestigung auf die maximale Belastbarkeit	76
7.3.6 Frakturmusteranalyse	77
7.3.7 Rasterelektronenmikroskopische Auswertung	79
8. Zusammenfassung	80
9. Literaturverzeichnis	82
10. Eidesstattliche Versicherung	96
11. Lebenslauf	97
12. Danksagungen	98
13. Bescheinigung der Statistik	99

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

<i>Abb. 1: Mindestanforderung an eine Kavitätenwand</i>	6
<i>Abb. 2: Das Ferrule-Design</i>	8
<i>Abb. 3: Schematische Darstellung der Kraftwirkungspunkte in Abhängigkeit von dem erhaltenen/ nicht-erhaltenen Ferrule-Design</i>	9
<i>Abb. 4: Einteilung der Wurzelstifte</i>	10
<i>Tab. 1: Die verschiedenen Stiftsysteme im Vergleich</i>	12
<i>Tab. 2: Die verschiedenen Stiftmaterialien im Vergleich [Vor- und Nachteile verschiedener Materialien für Wurzelstifte]</i>	14
<i>Abb. 5: Schematische Darstellung des Hebelarms und Widerstandsarms, inklusive der wirkenden Kräfte</i>	18
<i>Tab. 3: Unterschiede zwischen konventionellen Zementen und Befestigungskompositen</i>	23
<i>Abb. 6: Die Versuchsreihen</i>	26
<i>Tab. 4: Darstellung der verschiedenen Materialien in den verschiedenen Versuchsgruppen</i>	27
<i>Abb. 7: Schematische Darstellung des Versuchsablaufes</i>	27
<i>Abb. 8: Vermessung der Zähne</i>	28
<i>Tab. 5: Ergebnisse der Zahnvermessung: Querschnittsflächenprodukte, Gesamt- und Wurzellänge</i>	29
<i>Abb. 9: Die Wurzelkanalaufbereitungsfeilen des Protaper Next Systems</i>	30
<i>Abb. 10: Typischer Aufbau des FiberMaster TopHead Glasfaserstiftes, der Kopfteil wird separat auf dem Stift befestigt</i>	31
<i>Abb. 11: Großes Präparationsset Fiber Master TopHead von NTI</i>	32
<i>Abb. 12: V. l. n. r. Vorbohrer mit 0,5 mm Durchmesser (gelber Ring), 0,9 mm Durchmesser (roter Ring), 1,1 mm Durchmesser (blauer Ring), universale Tiefenlehre</i>	32
<i>Abb. 13: V. l. n. r. Kopfschleifer mit 3,75 mm Durchmesser (gelber Ring), 4,2 mm Durchmesser (roter Ring), 5,0 mm Durchmesser (blauer Ring)</i>	33
<i>Abb. 14: Auftragen des Befestigungskomposites, Zusammenfügen von TopHead und Stift und Stiftinsertion</i>	34
<i>Abb. 15: ParaPost XH Wurzelstift</i>	35

<i>Abb. 16: ParaPost X System Bohrer 1,00 mm Durchmesser</i>	35
<i>Abb. 17: Präparation des Antirotationskastens</i>	36
<i>Abb. 18: Präparationsset Easy Chamfer von NTI</i>	37
<i>Abb. 19: Kronenherstellung mithilfe des CAD/CAM</i>	39
<i>Abb. 20: Sockelung und die Herstellung des künstlichen Parodontiums</i>	40
<i>Abb. 21: Einbetten der Proben mithilfe eines Parallelometers</i>	41
<i>Abb. 22: Probenkörper nach Einbettvorgang</i>	42
<i>Abb. 23: Schliffbild der Probenkörper (Stiftsystem NTI TopHead) nach Einbettvorgang</i>	43
<i>Abb. 24: Schliffbild der Probenkörper (Stiftsystem ParaPost XH) nach Einbettvorgang</i>	43
<i>Abb. 25: Skizze der Anordnung der Probe für die thermomechanische Belastung</i>	44
<i>Abb. 26: Einbetten der Probe für die thermomechanische Belastung</i>	44
<i>Abb. 27: Anordnung der Probe für die Bruchfestigkeitsprüfung (ohne Zinnfolie)</i>	45
<i>Abb. 28: Fraktur der Krone (Stiftsystem ParaPost XH)</i>	46
<i>Abb. 29: Längsfraktur eines Probezahns bis zur Wurzelspitze (Stift NTI TopHead)</i>	46
<i>Abb. 30: Fraktur im Bereich des TopHeads des NTI-Glasfaserstiftes</i>	46
<i>Abb. 31: Einteilung in Frakturgruppen</i>	47
<i>Abb. 32: Röntgenbilder der NTI TopHead Glasfaserstift nach Kausimulation (1.) mit Ferrule-Präparation</i>	49
<i>Abb. 33: Röntgenbilder der NTI TopHead Glasfaserstift nach Kausimulation (2.) ohne Ferrule Präparation</i>	49
<i>Abb. 34: Röntgenbilder der ParaPost XH Titanstift nach Kausimulation</i>	50
<i>Abb. 35: Adhäsives Versagen des Aufbaus</i>	50
<i>Abb. 36: Stiftfraktur des ParaPost XH nach der Kausimulation</i>	51
<i>Tab. 6: Versagensaufkommen in der Kausimulation in Abhängigkeit von Versuchsgruppe</i>	51
<i>Tab. 7: Median-, Minimal- und Maximalwerte für alle Versuchsgruppen (N):</i>	52
<i>Abb. 37: Visualisierung der maximalen Belastbarkeit der verschiedenen Gruppen mit Hilfe eines Boxplots</i>	53

<i>Tab. 8: Frakturmusteranalyse innerhalb der Versuchsgruppen</i>	54
<i>Abb. 38: (1.) Fraktur im Ferrule/ im Komposit oder Krone (mit Stiftfraktur)</i>	55
<i>Abb. 39: (2.) Fraktur im ersten zervikalen Wurzelf Drittel (links: mit Kronenfraktur)</i>	55
<i>Abb. 40: (3.) Fraktur im mittleren Wurzelf Drittel</i>	56
<i>Abb. 41: (4.) Fraktur im apikalen Wurzelf Drittel</i>	56
<i>Abb. 42: Typische Dezementierung der ParaPost XH Titanstift</i>	57
<i>Abb. 43: Verlauf der Glasfaser im Frakturspalt (Aufspaltung sichtbar)</i>	57
<i>Abb. 44: Frakturierte Spitze des NTI-Glasfaserstiftes (verankert in der Kompositschicht des Rebuilda DCs)</i>	58
<i>Abb. 45: Darstellung der Verteilung von restaurierbaren/ nicht restaurierbaren Frakturen</i>	59
<i>Abb. 46: Oberfläche des Titanstiftes</i>	60
<i>Abb. 47: Fraktur des Rebuilda DCs</i>	61
<i>Abb. 48: Querfraktur eines NTI-Glasfaserstiftes</i>	61
<i>Abb. 50: Darstellung eines Boxplots</i>	72

1. Abstrakt

Einleitung:

Ziel dieser In-vitro Studie war es, den Einfluss des TopHeads auf den dazugehörigen konischen Glasfaserstift Fiber Master der Firma NTI auf die Bruchfestigkeit und auf das Versagensmuster zu untersuchen. Zusätzlich sollte überprüft werden, inwiefern der Verzicht einer Ferrule-Präparation bei Einsatz des Top Heads die Frakturlokalität bzw. die Bruchfestigkeit in Abhängigkeit von der inserierten Stiftlänge (6 und 8 mm), verändert.

Methodik:

Es wurden zwei Versuchsreihen gebildet: eine mit Erhaltung des Ferrules (1,5 – 2 mm Restdentinhöhe; n = 24) und eine ohne (n = 24). Als Referenzgruppe wurde der zementierte Titanstift Para Post XH (Stiftinsertionslänge 7 mm; n = 12) zu den Versuchsreihen zugeordnet. Beide Reihen bestanden jeweils aus zwei Gruppen (n = 12), dafür wurden die adhäsiv inserierten Fiber Master Glasfaserstifte (Durchmesser von 0,5 mm) mit TopHead verwendet. Innerhalb beider Gruppen variierte dabei die Insertionslänge der Glasfaserstifte (6/ 8 mm). Alle Proben erhielten eine adhäsiv befestigte Aufbaufüllung und wurden dann überkront (IPS e.max CAD). Nach thermo-mechanischer Belastung (1,2 Mio. Zyklen bei einer Kräfteinwirkung von 50 N, Frequenz von 1,5 Hz; 6000 thermische Zyklen bei 5 °C/55 °C, jeweils 2 min) wurden die Proben bis zum Bruch belastet. Der Log-rank Test wurde nach der Kausimulation verwendet; der Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test und der Fisher-Test nach den Bruchlastversuchen. Das Rasterelektronenmikroskop wurde für die Bruchspaltuntersuchung herangezogen.

Ergebnisse:

Der Erhalt des Ferrules wie auch die Variation der Insertionslänge führte bei keiner Versuchsgruppe zu statistisch signifikant höheren Bruchwerten ($p > 0,05$; Median 220 - 312 N.). Das Frakturmuster lag bei den Glasfaserstiften unterhalb des TopHeads im zervikalen Wurzeldrittel, Ausreißer gab es bei Gruppe 2 (8 mm IL, mit Ferrule), die weiter apikal frakturierten. Ein Versagen des adhäsiven Verbundes zwischen Stiftsystem und dem Dentin wurde bei wenigen Fällen bei den Fiber Master Glasfaserstiften beobachtet. Bei den Referenzgruppen (Titanstift Para Post XH) führte das Dezementieren des Stiftsystems zur Entkopplung des Aufbaus bei der Bruchlastuntersuchung, Frakturen lagen hier in wenigen Fällen vor.

Schlussfolgerung:

Eine substanzschonende Präparation des Stiftbettes ist von größerer Bedeutung für die Frakturstabilität der NTI-Glasfaserstifte mit TopHead als eine tiefere Insertionslänge. Eine Ferrule-Präparation hat eine stabilisierende Wirkung auf das Stiftsystem, solange die zervikale Dentinbreite durch diese Präparation nicht zu stark geschwächt wird. Somit ist die Ferrule-Höhe und die Breite des zervikalen Dentins entscheidend für die Bruchfestigkeit. Beim konventionellen Zementieren sollte eine gute Formkongruenz zwischen Wurzelkanal und Stiftsystem vorliegen; sollte dies nicht gegeben sein, sei ein adhäsives Arbeiten empfohlen.

1. Abstract

Purpose:

The purpose of this study was to evaluate the impact of using the TopHead with the associated conical NTI glass fiber post on the fracture resistance and the failure pattern. Furthermore, it was examined how not using a ferrule preparation and varying the insertions lengths (6 and 8mm) of the glass fiber post effected the TopHead.

Methods:

Two test series were created: one with a ferrule preparation (1,5 – 2 mm residual dentine; n = 24) and one without (n = 24), in each test series the cemented titanium post ParaPost XH (insertions length of 7 mm) were assigned as a reference (n = 12). Both test series were divided into two groups (n = 12): the adhesively luted NTI glass fiber posts (diameter of 0,5 mm) with TopHead was used with varying insertion lengths in both groups (6 and 8 mm). All groups were restored with a direct resin composite filling and then crowned (IPS e.max CAD). After thermo-mechanical loading (1,2 million cycles with a force of 50 N and a frequency of 1,5 Hz; 6000 thermal cycles at 5 °C/55 °C, 2 min each) all samples were strained until they fractured using a universal testing machine. The log-rank test was used after thermal cycling; the Kruskal-Wallis-test, the Mann-Whitney U and Fisher's exact test were set up after the linear loading test. The scanning electron microscope was used for the fracture gap investigation.

Results:

No differences could be found among the groups with ferrule/ without a ferrule or different insertions length ($p > 0,05$; median fracture load 220 - 312 N). The failure pattern in the NTI glass fiber group was seen to be in the cervical root dentin under TopHead, only some of the samples in group 2 (8 mm IL, with ferrule preparation) fractured lower in the apical area. A failure of the adhesive bond between the post system and the dentin among the NTI glass fiber groups was rarely observed. In the reference groups (titanium post ParaPost XH) a decementation of the post systems led to a decoupling of the whole construction after the linear loading test, fractures were seldom detected in this system.

Conclusions:

A substance friendly preparation of the root is more important for the fracture resistance of the NTI glass fiber with TopHead than deeper insertion lengths. A ferrule preparation has a

stabilizing effect towards post systems but only if the width of the cervicale dentin is not weakened too much by the preparation. Therefore, the width of cervicale dentin in combination with the ferrule height is crucial for the fracture load. Using the conventional cementation, a good shape congruence between root canal and post is necessary. If this is not possible, an adhesive cementation should be used.

2. Einleitung

In der Zahnmedizin sind in den letzten Jahren zahnerhaltende Maßnahmen immer wichtiger geworden. So haben sich die endodontischen Behandlungsmöglichkeiten inklusive postendodontischer Versorgung stark verbessert.

Das Ziel hierbei ist es, pulpatote, wurzelkanalbehandelte Zähne, die einen großen Substanzdefekt aufweisen, mit einem Stiftsystem zu versorgen, um später auf diesem Stift einen Aufbau mit Krone befestigen zu können. Am Anfang wurden vorwiegend metallische Stifte aus Titanlegierungen benutzt, heutzutage werden bevorzugt Glasfaserstifte verwendet, da diese durch ihre weißliche Farbe eine bessere Ästhetik aufweisen und dadurch weder durch das Zahnfleisch noch durch die Keramikkrone grau durchschimmern. Stifte können entweder konventionell zementiert oder im Wurzelkanal verklebt werden. Die Länge des Stiftes kann variiert werden. Auch kann durch die Verwendung eines externen Kopfteils bei einigen Stiftsystemen eine zusätzliche Verankerung im oberen Wurzeldrittel erzielt werden, welche zusätzlich die Stabilisierung des Stiftes verbessern kann.

Die Insertion eines Stiftes soll dazu beitragen, dem Patienten eine ästhetische und kaustabile Rekonstruktion anbieten zu können, die eine ausreichende Randdichtigkeit aufweist und zum Schutz der verbliebenen Zahnhartsubstanz beiträgt.

3. Grundlagen

3.1 Stiftversorgung

3.1.1 Indikation von Stiften und ihre funktionelle Bedeutung

Die Stiftinsertion ist dann indiziert, wenn von den vier Kavitätenwänden nach einer postendodontischen Behandlung nur noch eine oder keine vorhanden ist [Stellungnahme der DGMZK: der endodontische behandelte Zahn (2003), MIRANDA VA (2012)]. Die Kavitätenwand sollte eine Höhe von mindestens 3 mm aufweisen [PEROZ (2005)], um eine ausreichende vertikale Retentionsfläche zu bieten.

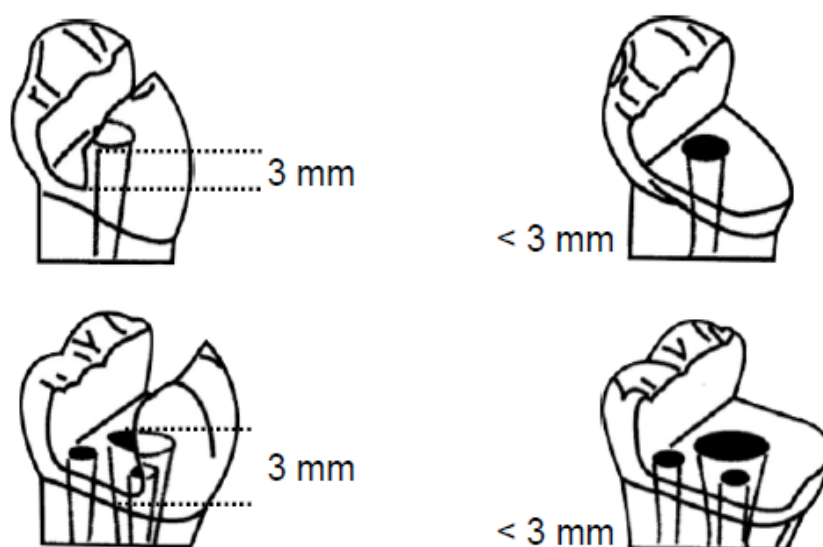


Abb. 1: Mindestanforderung an eine Kavitätenwand

Auf eine Stiftinsertion kann dann verzichtet werden, wenn mehr als 50% des koronalen Dentins vorhanden sind oder ein geringer bis mittlerer Destruktionsgrad vorliegt [Stellungnahme der DGMZK: der endodontische behandelte Zahn (2003)]. Die Entscheidung zur Insertion eines Stiftsystems ist also abhängig von der Restzahnhartsubstanz. Bei zwei oder drei Kavitätenwänden kann ein Stift gesetzt werden oder der Defekt unter Verwendung der Adhäsivtechnik gefüllt werden. Zur Erhöhung der Retention des Aufbaus bei Anwendung der Adhäsivtechnik kann die Wurzelfüllung 2 – 3 mm unterhalb des Kanaleingangs entfernt werden. Bei vier verbliebenen Wänden mit einer Kavitätenwanddicke von mindestens 1 mm wird kein Wurzelstift benötigt. Voraussetzung für eine Stiftinsertion ist eine abgeschlossene dichte Wurzelkanalfüllung, die mindestens eine Restlänge von 4 mm nach Stiftbohrung aufweist und ca. 1 mm vor dem röntgenologisch sichtbaren Apex mündet.

Der Stift dient durch die Verankerung im Kanal primär dazu, die Retention der finalen Restauration zu erhöhen [SOARES et al. (2008), ZICARI et al. (2013)]. Eine Stabilisierung der Wurzel, die früher oft propagiert worden ist, wird auch bei adhäsiver Befestigung des Stiftes nicht erzeugt [ZICARI et al. (2013)]. Eher ist ein Anstieg der Frakturanfälligkeit bei wurzelkanalbehandelten Zähnen mit Stiftversorgung zu beobachten, da durch die Stiftinsertion mehr Kraftvektoren im Wurzelkanal wirken.

Gesichert ist, dass eine zunehmende Dicke des Wurzelentins die Frakturstabilität dieser [ZANBIGLARI et al. (2006)] erhöht, sodass eine substanzschonende Wurzelkanalaufbereitung bei der Stiftinsertion gefordert wird [SATHORN et al. (2005)].

Die Frakturanfälligkeit der Wurzel ist zusätzlich von anderen Faktoren abhängig, beispielsweise der Wurzelfülltechnik. Der erhöhte intrakanaläre Druck durch das Wurzelfüllmaterial, beispielsweise bei der lateralen Kondensation, kann zur Längsfraktur der Wurzel führen [C.G. ADORNO (2012)]. Der Verlust der Propriozeption des Zahnes durch Ausfall von Mechanorezeptoren führt zu erhöhter Belastung bei der Mastikation [RANDOW et al. (1986)]. Diskutabel sind auch die veränderten Dentineigenschaften durch aggressive Spüllösungen mit 2% NaOCL [MARENDING et al. (2007)] oder durch Langzeitanlage von Calciumhydroxid [ROSENBERG et al. (2007)].

3.1.2 Bedeutung des Ferrule-Designs

Eine große Rolle für die Frakturresistenz der Wurzel spielt der sog. Ferrule- oder Fassreifeneffekt, der nach Präparation einen 2 mm breiten Dentinsaum apikal des Aufbaus darstellt, der später von der Krone zirkulär umfasst wird [THAREJA P (2014)]. Ist diese Präparation durch unzureichende anatomische Voraussetzung nicht möglich, sollten diese durch chirurgische Kronenverlängerung oder orthodontische Extrusion geschaffen werden [Stellungnahme der DGMZK: Der endodontisch behandelte Zahn (2003)].

Der Ferrule sollte also mindestens eine Höhe von 1 – 2 mm aufweisen [REE M, SCHWARTZ RS (2010)], zirkulär einmal den zu versorgenden Zahn umgeben [DIETSCHI D (2007)], parallel axiale Wände aufweisen [SHILLINGBURG HAT (2010)], an der gesunden Zahnstruktur [DIETSCHI D (2008)] und nicht in den Zahnhalteapparat enden [PEROZ (2005)].

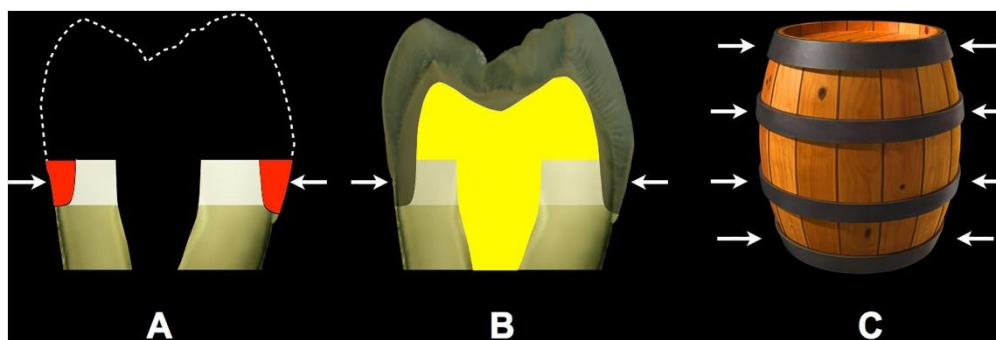


Abb. 2: Das Ferrule-Design

(modifiziert aus *Medical Hypotheses* 115 (2018) 35-41)

- (A) Der Ferrule dargestellt als Dentinmanschette (**weiß**), die horizontale und vertikale Auflageflächen (axiale Wand) der Manschette sind gut erkennbar am **rot** dargestellten Kronenrand
- (B) mit **gelb** dargestellt: inserierter Stift inklusive Aufbaumaterial (nach der Präparation)
- (C) der Ferrule-Fass-Vergleich

Diese zirkuläre Dentinmanschette kann auch gut mit den Metallringen eines Fasses verglichen werden, welche diesen zirkulär umgreifen, um so dem hydrostatischen Druck der Flüssigkeit entgegenzuwirken. Die gleiche Wirkungsweise hat der Ferrule, der dem hydraulischen Druck des Befestigungsmaterials beim Zementieren des Stiftes entgegenwirkt [SCHWARTZ (2004)], um so die Wurzel vor einer übermäßigen Belastung und einer Fraktur zu schützen. Einflussfaktoren sind hierbei die Viskosität des Zementes, die Geschwindigkeit der Insertion des Stiftes und der Platz zwischen Stift und aufbereitetem Wurzelkanal.

Problematisch können vertikal einwirkende Kaukräfte auf die Wurzel sein. Durch mastikatorische Bewegungen werden diese Verkeilungskräfte durch den Stift auf die Wurzel ausgeübt [ISIDOR (1996)] und größtenteils durch die Breite der Auflagefläche der Dentinmanschette kompensiert.

Die Höhe der axialen Wand der Dentinmanschette spielt bei vertikaler Belastung eher eine untergeordnete Rolle, sorgt aber natürlich dafür, dass mit zunehmender vertikaler Höhe mehr Zahnhartsubstanz vorliegt, die sich wiederum positiv auf die Frakturresistenz des Zahnes auswirkt. Zum anderen werden durch die axiale Wand lateral wirkende Kräfte aufgefangen, die sich sonst im Kanal verteilen und so ebenfalls eine Fraktur bewirken könnten [M. STAVRIDAKIS (2018)].

Aktuelle Studien besagen, dass bei Mindesthöhen von 1,5 – 2 mm die Langzeitüberlebenswahrscheinlichkeit und die Frakturresistenz des Zahnes höher sind als bei Höhen von 0,5 und 1 mm [WENJIA (2020)]. Der Grund hierfür wird u.a. in *Abb. 3* visualisiert.

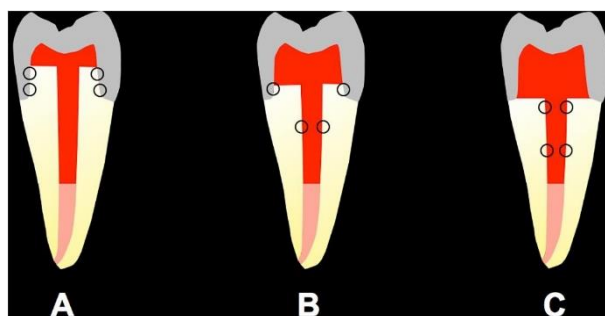


Abb. 3: Schematische Darstellung der Kraftwirkungspunkte in Abhängigkeit von dem erhaltenen/ nicht-erhaltenen Ferrule-Design

(modifiziert aus *Medical Hypotheses* 115 (2018) 35-41)

Bei (C) ist deutlich zu erkennen, dass bei fehlendem Ferrule mit einer deutlicheren Kraftwirkung im Wurzelkanal zu rechnen ist als bei Vorhandensein eines Dentinringes (A).

Je kleiner der bestehende Fassreifeneffekt (axiale Wand des Dentinrings) nach Kronenpräparation ist, desto mehr punktuelle Kraftangriffspunkte sind im Wurzelkanal bei lateral wirkenden oralen Kräften vorhanden. Eine ausreichende Resistenz gegenüber Scherkräften ist nicht nur durch eine hohe axiale Wand gegeben, sondern auch durch eine annähernd parallele Präparation im unteren zervikalen Drittel des Stumpfes (2 - 6° Konvergenz) [PARKER MH. (2004)]. Eine annähernd parallele Präparation führt zu einer gleichmäßigeren Kraftverteilung der Krone auf dieser gesamte Dentinfläche. Dadurch wird eine ausreichende Retention für die Krone geschaffen [COHEN et al. (2000)], welches wiederum ein Endzementieren der Krone vorbeugt.

Der Stift-Stumpf-Aufbau sollte mindestens 3 – 4 mm hoch sein, um eine ausreichende Retention für die Restauration zu bieten. Dabei ist zu beachten, dass die Mindestschichtstärke der Restauration trotzdem bewahrt wird und die Höhe des Aufbaus nicht nur zu Gunsten der Retention gewählt wird, sondern auch unter Beachtung des vertikalen Platzangebotes zum Antagonisten. Das Vorhandensein eines 2 mm hohen Ferrules wirkt sich positiv auf die Überlebensrate des Zahnes aus [NAUMANN et al. (2006b)], sodass nach der Studie von CREUGERS et al. (2005) bei Erhalt des Ferrules eine 5-Jahres-Überlebensrate von 98 % vorliegt, bei Reduktion der Ferrule-Höhe unter 2 mm sinkt dieser Wert auf 93 %. Kritisch auf die Überlebenswahrscheinlichkeit wirken sich auch zervikale Kanalwandstärken von unter 1 mm aus [NAUMANN et al. (2006a), DIETSCHI et al. (2007)]. S Y YANG et al. (2018) untersuchten, inwieweit bei einer gleichbleibenden Ferrule-Höhe von 2 mm bei unterschiedlichen Breiten des zervikalen Dentins von 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm und 2 mm ein Unterschied in der Frakturresistenz im Vergleich zur Gruppe ohne Ferrule-Präparation zu

erkennen war. Mit steigender Breite des zervikalen Dentins war eine zunehmende Frakturresistenz zu erkennen, allerdings lag ein deutlich signifikanter Unterschied zur Vergleichsgruppe vor, bei der auf den Ferrule komplett verzichtet worden war. Die Gruppen mit einer Breite des zervikalen Dentins im Ferrule von 0,5 mm und 1 mm ($369,7 \pm 34,5$; $400,7 \pm 48,2$) wiesen deutlich geringere Frakturwerte auf als die Gruppen mit einer Breite von 1,5 und 2 mm ($528,1 \text{ N} \pm 56,3$; $555,4 \pm 98,5$), sodass eine Reduktion der Dentinbreite im Ferrule von unter 1 mm bei der Kronenpräparation kritisch zu betrachten ist. Infolgedessen sollte bei der Stiftbohrung und Kronenpräparation nicht nur ein Ferrule von 2 mm präpariert werden, sondern auch die größtmögliche Breite des zervikalen Dentins belassen werden, um eine bessere Resistenz des Aufbaus bei seitlich auftretenden Scherkräften zu erzielen.

3.1.3 Stiftformen und Stiftsysteme

Es lassen sich drei Stiftformen voneinander differenzieren (konisch, parallel, Mischform konisch-parallel), welche sich dann noch weiter anhand ihrer Verarbeitung und Herstellungsverfahren unterteilen lassen. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, die einzelnen Stifte nach Verankerungsformen zu unterscheiden: Ein Stiftsystem kann aktiv oder passiv im Wurzelkanal verankert sein.

Die Einteilung nach Stiftformen ist im folgendem dargestellt:

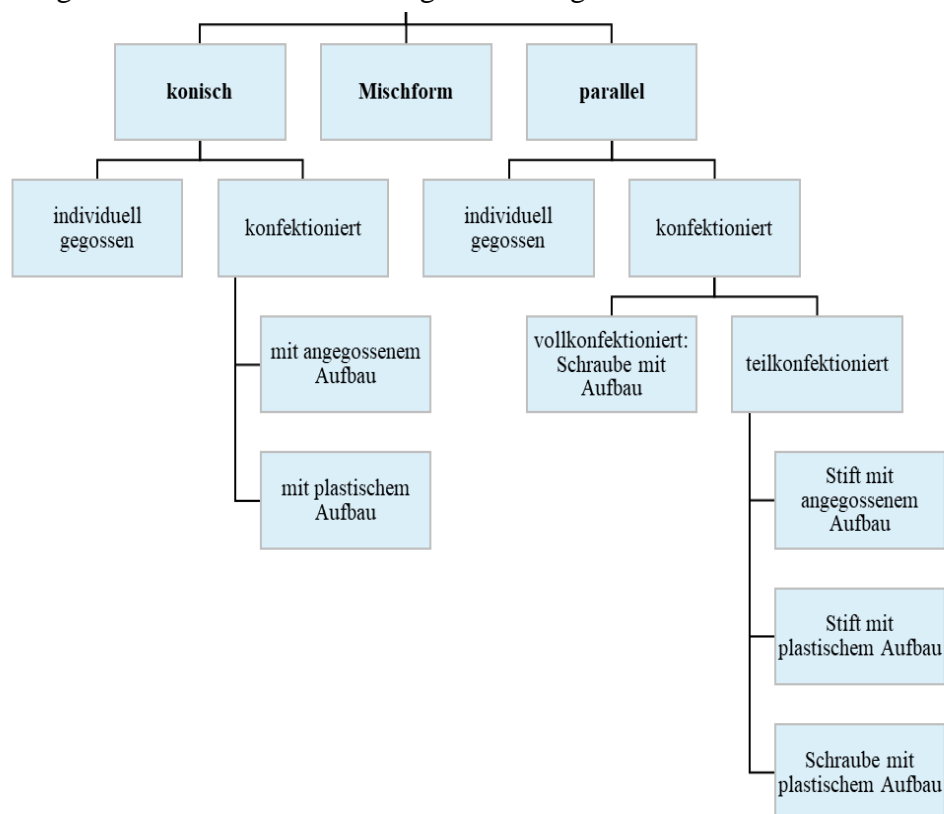


Abb. 4: Einteilung der Wurzelstifte

[Zusammenfassung modifiziert aus Curriculum Prothetik (1999)]

Die verschiedenen Stiftformen lassen sich wie oben bereits erwähnt in aktive und passive Stiftsysteme unterteilen. Aktive Stiftsysteme (ausgenommen das BKS-Wurzelstiftsystem) werden mit Hilfe ihres Gewindes in den Wurzelkanal eingeschraubt und erlangen so durch retentive Verankerung an der Wurzelkanaloberfläche ihren Halt.

Diese Schrauben sind sowohl in konischer, zylindrischen und zylindrisch-konischer Ausführung erhältlich. Durch das Einschrauben erreichen die Schrauben den höchsten Retentionswert [STANDLEE et al. (1978)].

Infolge der hohen im Dentin auftretenden Spannungen beim Einschrauben ist die Verwendung dieser stark umstritten [SCHMITTER et al. (2007)].

Im Gegensatz dazu halten passive Stiftsysteme, die kein Schraubengewinde besitzen über Retention, die über konventionelles Zementieren erreicht wird. Eine weitere Möglichkeit der Befestigung von passiven Stiftsystem ist die Verklebung des Stiftes mit der Zahnoberfläche durch Schaffung eines adhäsiven Verbundes zur Dentinoberfläche.

Auch passive Stiftsysteme können in konischer, zylindrischer oder zylindrisch-konischer Konfiguration vorliegen.

Zur besseren Übersicht erfolgt eine tabellarische Auflistung der Vor- und Nachteile der jeweiligen aktiven und passiven Stiftsysteme.

	Vorteile	Nachteile
<i>Aktive Stiftsysteme:</i>		
Schrauben	<ul style="list-style-type: none"> + höchste Retention + zeitsparend + aktiver Sitz (Ausnahme BKS Wurzelstiftsystem → passiver Sitz) 	<ul style="list-style-type: none"> - hohes Risiko von Wurzelfrakturen - hoher Substanzverlust - klinische Erfolgsrate niedrig - Gefahr der apikalen Perforation bei verjüngenden Wurzeln - Gefahr von Rissbildung bei zu starkem Drehen
<i>Passive Stiftsysteme:</i>		
konisch	<ul style="list-style-type: none"> + klinische Erfolgsraten gut 	<ul style="list-style-type: none"> - Retention gering - Druckspannung bei

	<ul style="list-style-type: none"> + apikale Substanzschonung [FERNANDES und DESSAI (2001)] + anatoformere Gestaltung + Bruchwerte ähneln den von zylindrischen Stiften [SIGNORE et al. (2009)], ähnliche Bruchwerte wie gegossene Aufbauten [A. MAROLI et al. (2017)] 	Konus-passung führt zur Keil-wirkung (ungleichmäßige Spannungsverteilung) [ISIDOR und BRENDUM (1992), MARTINEZ-INSUA (1998)]
zylindrisch	<ul style="list-style-type: none"> + Spannungsverteilung gleichmäßig [PEUTZFELDT et al. (2008)], Spannungsspitzen eher im oberen Wurzel Drittel und im Aufbau lokalisiert [A. MAROLI et al. (2017)] + bessere Retention¹ auch bei kürzeren Stiften, passiver Sitz + gute klinische Erfolgsraten 	- erhöhter apikaler Substanzverlust führt zur erhöhten Perforationsgefahr
Mischform (zylindrisch-konisch)	<ul style="list-style-type: none"> + gute Retention + apikaler Substanzverlust gering 	- ungleichmäßige Spannungsverteilung

¹geringere Länge notwendig als bei konischen Stiften, 5,5 mm langer zylindrischer Stift entspricht ca. 8 mm konischen Stift [JOHNSON und SAKAMURA (1978)]

Tab. 1: Die verschiedenen Stiftsysteme im Vergleich [EDELHOFF (2003)]

3.1.4 Aufteilung der Stift-Stumpf-Aufbauten in Herstellungsverfahren

Man unterteilt die Kronenstumpfaufbauten in individuell hergestellte und halbkonfektionierte Aufbauten, die einen vorgefertigten Stift enthalten [J.R. STRUB (1999)]. Die Aufbauten in beiden Fällen können hierbei entweder aus plastischem Material (Amalgame, vor allem heutzutage werden bevorzugt Glasionomerezemente oder Hybridkomposite verwendet) oder aus Metall sein.

Der Unterschied liegt hierbei darin, dass bei halbkonfektionierten Aufbauten das entsprechende Material an den vorgefertigten Stift individuell aufgebaut (plastisches Material) oder das Metall angegossen (Stiftkernaufbau, angussfähiger konfektionierte Metallstift notwendig) werden muss. Bei plastischen Aufbauten ist darauf zu achten, dass eine ausreichende Retention des Materials am Stift, beispielsweise durch Silanisierung oder Silikatisierung, geschaffen wird.

Bei individuell hergestellten und bei halbkonfektionierten Aufbauten ist sowohl eine intraorale direkte Fertigung als auch eine indirekte Modellation im Labor möglich [J.R. STRUB (1999)].

Beim indirekten Verfahren ist somit ein Transferkunststoffstift notwendig, der als Platzhalter dient und den aufbereiteten Wurzelkanal im Labor darstellt. Für jeden Transferstift liegt daher ein entsprechendes Normaufbereitungsinstrument vor, mit dem Ziel eine Formkongruenz zwischen präpariertem Kanal und hergestelltem Stift zu erreichen. Nach erfolgter Abformung und Modellherstellung findet anschließend die Modellation und die Herstellung des Kronenstumpfaufbaus im Labor statt [KÖRBER (1985)].

Beim direkten Verfahren erfolgt eine Modellation im Mund. Sollte eine Umsetzung in Metall geplant sein, muss darauf geachtet werden, dass ausbrennfähiges Material intraoral verwendet wird.

Bei übermäßig stark vergrößertem Lumen des Wurzelkanals, beispielsweise bedingt durch kariöse Defekte oder durch die Aufbereitung, bietet ein individuell hergestellter Stiftstumpfaufbau Vorteile [GRANDINI et al. (2005)], da dieser formkongruent den Wurzelkanal ausfüllt. Durch diese Passung wird eine gleichmäßige Kraftübertragung über die gesamte Wurzeloberfläche erreicht, lokale Spannungsspitzen werden vermieden, was wiederum die Frakturresistenz erhöht. Bessere ästhetische und biomechanische Eigenschaften [JUNG et al. (2007)] und ein größeres Materialangebot liegen ebenfalls beim halbkonfektionierten Verfahren vor. Die Überlebensrate beider Verfahren zeigen aber unter der Voraussetzung, dass eine gute Formkongruenz und Passung zwischen Stiftsystem und Wurzelkanal geschaffen wird, keinen signifikanten Unterschied auf [JUNG et al. (2007)].

Die verschiedenen Stifte unterscheiden sich nicht nur in ihren Formen, es besteht auch die Möglichkeit zwischen verschiedenen Materialien zu wählen, die wiederum ihre Vor- und Nachteile mit sich bringen. Diese werden im Folgenden tabellarisch dargestellt.

3.1.5 Stiftmaterialien

Material	Vorteile	Nachteile
Metall (Titan, rostfreier Stahl, Kupfer-Aluminium Legierung)	<ul style="list-style-type: none"> + klinische Langzeiterfahrung + großes Systemangebot + preiswert, biokompatibel + mittelmäßige Radioopazität 	<ul style="list-style-type: none"> - hohes E-Modul führt zu Spannungsspitzen im Wurzelkanal [P.C. SANTOS-FILHO (2014)] - ungünstige optische Eigenschaften (Frontzahnbereich) - Korrosionsproblematik - schwierige Bearbeitung
Faserverstärktes Komposit (karbonfaser-, quarzfaser- oder glasfaserverstärkt)	<ul style="list-style-type: none"> + günstige Biomechanik + Biokompatibilität + optische Eigenschaften (bei Glasfaser- verstärkung) + Elastizität 	<ul style="list-style-type: none"> - sehr geringe Radioopazität - ungünstiges anisotropes Verhalten - klinische Langzeiterfahrung noch unzureichend - hoher Wärmeausdehnungskoeffizient
Zirkoniumdioxidkeramik	<ul style="list-style-type: none"> + Ästhetik + Transluzent + Biokompatibilität + hohe Festigkeit 	<ul style="list-style-type: none"> - signifikant schlechtere Haftwerte - sehr hohes E-Modul - extrem hohe Härte - nicht wieder entfernbar - unzureichende klinische Langzeiterfahrung

Tab. 2: Die verschiedenen Stiftmaterialien im Vergleich [Vor- und Nachteile verschiedener Materialien für Wurzelstifte]

modifiziert aus [EDELHOFF, SPIEKERMANN (2003)]

Metallische Wurzelstifte:

Die metallischen Wurzelstifte waren einer der ersten in den Wurzelkanal inserierten Stiftmaterialien und finden heutzutage immer noch sowohl in individuellen als auch in halbkonfektionierten Systemen Verwendung. Damals wurden eher preisgünstige Metalle, wie

gezogener Stahl, präferiert, heutzutage sind diese aufgrund der starken Korrosionsneigung obsolet [NERGIZ (2004)]. Diese Korrosionsprodukte können durch die Einlagerung in das dentale und parodontale Gewebe zu Verfärbungen bis hin zur Reizung und Entzündung der Gingiva führen [KOUTAYAS und KERN (1999)].

Das empfohlene und am meisten verwendete Material ist Titan. Problematisch an diesen metallischen Stiften ist, dass sie aufgrund ihrer dunklen Farbgebung ästhetisch unvorteilhaft sind und lichtreflektierend wirken, was bei einer hohen Lachlinie sichtbar und damit unvorteilhaft ist [TAUBOCK TT (2011)]. Das hohe Elastizitätsmodul ($463 \text{ N} \pm 193$ [MAROLI et al. (2017)]), welches bei Titanstiften vorliegt, sorgt zum einen dafür, dass die Bruchfestigkeit des Stiftes sehr hoch ist [PINTO et al. (2017)], zum anderen entstehen durch die Rigidität des Materials Spannungsspitzen im apikalen Bereich des Wurzelkanals [A. BACHI (2013), RR. BARCELLOS (2013)], die in nicht reparablen Längswurzelfrakturen im subgingivalen Bereich münden können [(LASSILA et al. (2004), FRANCO et al. (2014), PINTO et al. (2017)]. Infolgedessen ist eine Extraktion des Zahnes notwendig.

Das Elastizitätsmodul beschreibt also die Flexibilität eines Materials, daher stehen hohe Werte für ein hartes Material, niedrige für eine erhöhte Flexibilität [PLOTINO et al. (2007)].

Andere Versuchsanordnungen zeigen, dass die Steifigkeit des Stiftes zu einer geringeren Verformung des Stiftstumpfaufbaus führt und die Belastung im zervikalen Bereich des Wurzelkanals senkt und somit einem oralen Leakage durch Öffnung der Zementfuge und der Entstehung einer Sekundärkaries entgegenwirkt [LAMBJERG-HANSEN und ASMUSSEN (1997)]. Gleichzeitig gilt zu bedenken, dass durch das hohe Elastizitätsmodul ein kleinerer Stiftdurchmesser gewählt werden sollte, und hierdurch dentinschonend der Wurzelkanal präpariert werden kann [SORENSEN et al. (2001)].

Faserverstärkte Stiftsysteme:

Die Basis dieser Stiftsysteme besteht aus Methacrylat oder Epoxidharz. Zusätzlich liegen silanisierte Fasern entweder aus Glasfaser oder Karbonfaser vor, die durch die Silanisierung besser in die Polymermatrix eingebunden werden und gleichzeitig den Stift verstärken. Diese Fasern verlaufen longitudinal und sind meistens parallel angeordnet [VINICIUS F. W. (2015)]. Infolgedessen liegen bei faserverstärkten Stiftsystemen anisotropische, also richtungsabhängige, Eigenschaften vor, das heißt, dass bei längs angeordneten Fasern eine sehr hohe Zugfestigkeit bei niedriger Scherfestigkeit vorliegt [KRASTEVA (2001)]. Dies ist damit zu begründen, dass Scherkräfte fast ausschließlich an der Polymermatrix wirken und somit nicht durch die rigiden Fasersysteme aufgefangen werden können [SHIPLEY and BECKER (2002)]. Bei lateral wirkenden Scherkräften liegt die Frakturlokalität zentral im

Stiftkern [VINÍCUS F. W. (2015)], da bei 45° zur Längsachse wirkenden Kraft ein Maximum im Stiftinneren vorliegt. An der Oberfläche des Stiftes liegt dabei ein Kraftminimum vor [BEER and JOHNSTON (1994)].

Bei Zug- und Druckkräften sind umgekehrte Wirkungsorte zu beobachten, im Stiftkern liegt ein Minimum vor, an der Oberfläche dagegen ein Maximum.

Der Faseranteil ist dementsprechend bedeutsam für das Frakturrisiko, führt aber bei einem zu hohen prozentualen Anteil wiederum zu einer erhöhten Stressbelastung des Stiftes [MANILA C. et al. (2017)].

SORENSEN et al. (2001), BARJAU EA et al. (2006), SPAZZIN AO et al. (2009)] zeigten auf, dass das Elastizitätsmodul von faserverstärkten Stiften dem von Dentin ähnelt, welches die Spannungsverteilung zwischen Stift und Dentin verbessert [BATEMANN, RICKETS, SAUNDERS (2003)] und das Risiko für kritische Wurzelfrakturen minimiert [PINTO (2018)].

Gleichzeitig ist durch das niedrigere Elastizitätsmodul im Vergleich zu metallischen Stiften auch die Frakturstärke reduziert [M.K. Al-OMIRI et al. (2010), PINTO (2018)]. Oft kommt es zum Retentionsverlust des inserierten Stiftes durch erhöhte Spannungen im Bereich Stift und Zement [BOLHUIS, DE GEE, FEILZER (2004)] oder durch das Versagen des Adhäsiv-Systems [MONTICELLI F et al. (2003)], welches eher positiv zu betrachten ist, da anschließend eine erneute Insertion möglich ist [PINTO (2018)]. Bei faserverstärkten Stiftsystemen liegt häufig ein wiederversorgbares suprakrestales Frakturmuster vor [FOKINGA et al. (2004), ZOGHEIB et al. (2008), PEREIRA (2009)]. Im Vergleich zu den Keramikstiften weisen glasfaserverstärkte eine höhere Retention auf [BITTER K (2007)]. Zusätzlich vorteilhaft ist die substanzschonende Aufbereitung des Wurzelkanals vor Stiftinsertion [FERNANDES und DESSAI (2001)] bei gleichzeitig sehr guten ästhetischen und klinischen Langzeitergebnissen [PINTO (2018), ANGÉLICA MAROLI (2017)]. Glasfaserstifte dienen auch als Stressabsorber, sodass die Ermüdungsfestigkeit des Komposites erhöht wird und eine Rissbildung unterbunden werden kann.

Keramische Wurzelstifte:

Keramische Wurzelstiftsysteme zeichnen sich durch eine sehr gute ästhetische Eigenschaft mit einer hervorragenden Biokompatibilität aus [KOUTAYAS und KERN (1999)]. Eine Verfärbung wie bei Metallstiften findet nicht statt, auch werden keine Korrosionsprodukte aus den keramischen Wurzelstiften freigesetzt. Diese Eigenschaften sind vor allem im Frontzahnggebiet gefragt, da hier der keramische Stift weder durch die zervikalen Anteile der

Gingiva noch durch eine vollkeramische Restauration durchscheint, sodass Vollkeramikronen in Kombination mit keramischen Wurzelstiften eine gute Behandlungsalternative zu Stift-Stumpf-Aufbauten aus einer Goldlegierung darstellen können [CAROSSA et al. (2001)].

Konfektionierte keramische Wurzelstifte bestehen aus einer Zirkoniumdioxid-Keramik [MEYENBERG et al. (1995)], die gießfähige Glaskeramik ist infolge ihrer geringen Festigkeit eher eingeschränkt zu empfehlen [PAUL und SCHÄRER (1996)].

Zu hinterfragen bleibt, ob keramische Stiftstumpfaufbauten ähnliche Bruchfestigkeitswerte aufweisen wie gegossene Stiftaufbauten. Laut BUTZ et al (2001) sind diese Werte vergleichbar, nur die Retentionswerte sind deutlich unter denen von metallischen Stiftsystemen [TORBJÖRNER und FRANSSON (2004a)]. Die in-vivo Studie von BATELI, KERN et al. (2014), die nach zehn Jahren die Überlebensrate von adhäsiv zementierten Zirkoniumdioxid-Keramik-Stiften protokolliert hatten, kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Die Überlebensrate dieser Stifte betrug nach zehn Jahren 81,3 %, gleichzeitig war eine Entzementierung von 49,4 % der untersuchten Zirkoniumdioxid-Keramik-Stiften über diesen Zeitraum zu beobachten, welche anschließend erneut befestigt werden konnten.

3.1.6 Stiftdurchmesser und -länge

Der Stiftdurchmesser sollte maximal ein Drittel des Wurzelquerschnitts betragen, sodass nach der Stiftpräparation noch eine Mindestschichtstärke der Dentinwände von 1 mm vorliegen sollte [LLOYD und PALIK (1993)].

Der retentive Halt von den Stiften wird mit zunehmendem Durchmesser nur minimal erhöht, vielmehr wird durch die Vergrößerung ein erhöhter Materialabtrag des Wurzeldentins und damit ein Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz hervorgerufen [SOARES et al. (2008)].

Daher soll, bevorzugt nach MOU et al. (2009), ein Durchmesser bei der Stiftinsertion gewählt werden, der dem Durchmesser des Wurzelkanals nach der Aufbereitung entspricht, um einen unnötigen Materialabtrag durch die Stiftbettpräparation zu vermeiden. Andere, aktuellere Studien besagen, dass mit zunehmendem koronalem Durchmesser des Stiftes eine Zunahme der Frakturresistenz zu erkennen ist [VINÍCUS F. W. et al. (2015)]. Die Verwendung eines größeren Stiftdurchmessers führt dementsprechend zu einer erhöhten Bruchfestigkeit, gleichzeitig führt die Verwendung eines größeren Stiftes zum Verlust von zirkulärer Zahnhartsubstanz im Bereich des Wurzeldentins und somit der Frakturresistenz der Zahnwurzel. Die Studie von R.B. JUNQUEIRA (2016) bestätigte, dass eine Erhöhung der

Stiftlänge bei gleichzeitiger Reduktion des zervikalen Wurzelrestdentin zu niedrigeren Frakturresistenzen und mehr kritischen Wurzelfrakturen führt.

Die Passung vor dem adhäsiven Befestigen hat keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Restauration [BÜTTEL et al. (2009)]. Es wurde lediglich nachgewiesen, dass eine erhöhte Formkongruenz zwischen Stift und präpariertem Wurzelkanal zur Verwendung von weniger Befestigungskomposit führt und dies einen positiven Effekt auf die Frakturstärke des gesamten Komplexes hat [ANGÉLICA MAROLI (2017)].

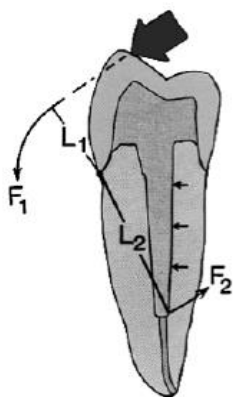


Abb. 5: Schematische Darstellung des Hebelarms und Widerstandsarms, inklusive der wirkenden Kräfte

F_1 : einwirkende Scherkraft

F_2 : wirkende Kraft im Wurzelkanal

L_1 : Länge der Krone = Hebelarm

L_2 : Länge des Stiftes = Widerstandsarm

Die Insertionslänge des Stiftes sollte mindestens der Länge der eingesetzten Krone entsprechen, um horizontal wirkenden Kraftvektoren entgegenzuwirken zu können und so eine Entkopplung von Krone und Zahn, bzw. Wurzel, zu vermeiden [NERGIZ (2004)].

Durch das Einsetzen des Stiftes wird also der Widerstandshebel zugunsten der Retention von Krone und Aufbau vergrößert. Mit zunehmender Länge wird die Retentionsfläche des Stiftes erhöht [PEREIRA JR (2013)] und sollte daher ca. die Hälfte bis zwei Drittel der Wurzellänge entsprechen.

Wie zuvor erwähnt, muss die Auswahl der Insertionslänge unter Beachtung des Stiftsystems mit einhergehen, da eine tiefere Insertion bei Stiftsystem mit einem hohen Elastizitätsmodul eine größere Kraftübertragung auf die Wurzel zur Folge hat.

Eine Restwurzelfüllhöhe von mindestens 4 mm muss nach Stiftbettpräparation erhalten bleiben, da es sonst zum apikalen Leakage kommen kann und eine apikale Versiegelung nicht mehr garantiert werden kann [ABRAMOVITZ et al. (2001)].

Kürzere Stifte sollten bevorzugt werden, da sie zum einen die apikale Perforationsgefahr bei der Stiftbohrung reduzieren [DIETSCHI et al. (2008), CECCHIN D et al. (2010)], zum anderen keine signifikant erhöhten Bruchwerte unter Verwendung eines Kompositaufbaus durch längere Stiftinsertionslänge aufweisen [FRANCO et al. (2014)]. Die Studie von ANAMIKA et al. (2019) bestätigte, dass eine Erhöhung der Stiftinsertionslänge von der Hälfte der Wurzellänge auf zwei Drittel keinen signifikanten Einfluss auf die Frakturresistenz bei Glasfaser- oder Carbonfaserstiften hat. Die Lagerung der hierbei selektierten neunzig einwurzeligen Prämolaren erfolgte in 0,9 % Kochsalzlösung, auf eine Überkronung des Aufbaus wurde in dieser Studie verzichtet. Das Ziel dieser Untersuchung war festzustellen, inwieweit die maximale Bruchlast von verschiedenen Stiftsystemen (Glasfaserstift, Karbonfaserstift, Polyethylen-gewebter Glasfaserstift) abhängig von der maximalen ($2/3$ oder $1/2$ der Wurzellänge) Insertionslänge ist. Die höchste Frakturresistenz wies hierbei der Glasfaserstift im Vergleich zu den Karbonfaserstift oder den Polyethylen-gewebten Glasfaserstift auf, die Insertionslänge hatte aber bei allen Systemen keinen Einfluss auf die Bruchlast.

Kürzere zylindrische oder konische Stifte weisen durch adhäsives Zementieren eine erhöhte Retention auf [NISSAN et al. (2001)], sodass bei kurzer Insertionslänge bevorzugt adhäsiv gearbeitet werden soll.

3.2. Adhäsiver Verbund

Ein adhäsiver Verbund ist nötig, um eine chemische Haftung der Komposite am Schmelz oder Dentin zu ermöglichen. Dieser Haftverbund ist für die Haltbarkeit der gesamten Restauration notwendig, gleichzeitig kann es aber auch bei Undichtigkeiten zur Penetration von Bakterien in den Randspalt kommen, welche Verfärbungen und Karies verursachen können. Zu beachten ist noch, dass jedes Komposit eine Polymerisationsschrumpfung aufweist und diese bei nicht vorhandenem adhäsivem Verbund zur Oberfläche ebenfalls in Undichtigkeiten münden könnten. Folgende Verbundflächen, die für den Stift-Stumpf-Aufbau relevant sind, werden nun genauer betrachtet:

1. Verbund Komposit-Dentin
2. Verbund Stift-Stumpfaufbau-Wurzeldentin
3. Verbund Komposit-Keramik

3.2.1 Verbund Komposit-Dentin

Die Schwierigkeit beim Dentin besteht darin, das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Komposit zu verbinden, und die bei der Aufbereitung entstehende Schmierschicht mit dem Adhäsiv zu durchdringen.

Diese Schmierschicht befindet sich auf der Oberfläche des Dentins und in den Dentintubuli und besteht aus Zellen, Bakterien, Odontoblastenfortsätze und denaturiertem Kollagen [NAKABAYASAGI (1991), HELLWIG (1999)].

Klassische Dentinadhäsive bestehen aus Konditionierer, Primer und Adhäsive oder einer Variation dieser drei Stoffe und sind für den Dentinverbund essenziell.

Konditionierer sind meistens säurehaltige Präparate (zum Beispiel 10 - 40%ige Phosphorsäure), die das Kollagennetzwerk modifizieren und die Schmierschicht teilweise auflösen können. Auch Komplexbildner wie EDTA (5 - 6%) finden hierbei Anwendung [JOHNSON (1991)].

Primer liegen sowohl als selbstkonditionierende Variante oder als Verwendung mit einem Konditionierer vor. Klassische Primer sind amphiphil, besitzen also eine hydrophile und hydrophobe Gruppe, sodass durch sie ein Verbund mit dem hydrophoben Adhäsiv möglich gemacht wird. Diese liegen gelöst in Wasser, Ethanol oder Aceton vor, sodass ein Verdunsten oder bei Wasser vorsichtiges Verblasen dieser Lösungsmittel notwendig ist, um einen Verbund mit der Dentinoberfläche herzustellen.

Bei der selbstkonditionierenden Variante ist noch ein Konditionierer, bestehend aus einer organischen Säure, beigefügt.

Adhäsive bilden eine Hybridschicht aus [NAKABAYASHI (1991)]. Deren Entstehung ist möglich, da die aus Mono- und Dimethacrylaten bestehenden Adhäsive mit ihrer einen chemisch aktiven Gruppe eine Haftung zu den Primern aufbauen, mit ihrer anderen, freien, Methacrylat-Doppelbindung ist eine Kopolymerisation mit dem Komposit möglich.

Der Haftverbund zwischen Adhäsiv und Dentin ist immer davon abhängig, inwieweit die Schmierschicht aufgelöst worden ist.

Ein vollständiger Erhalt der Schmierschicht ist negativ zu sehen, da durch hydrolytische Infiltration der Haftverbund zwischen Adhäsiv und Dentin unterbunden werden kann und so zu einer Reduktion der Haftwerte führt.

Eine vollständige Auflösung der Schmierschicht führt zusätzlich zur Eröffnung von Dentintubuli, Demineralisierung von intertubulärem Dentin und Kollagenfreilegung.

Dadurch kann das Dentinadhäsiv in die Dentintubuli eindringen, eine Hybridschicht (aus einem hydrophilen Monomer und Kollagen) ausbilden und sogenannte „Kunststofftags“ entstehen lassen [PERDIAGO und LOPEZ (1999)].

Eine zu starke Konditionierung des Dentins kann durch erhöhte Dentinpermeabilität zu einer tieferen Penetration des Adhäsives führen, welche eine Pulpaschädigung hervorrufen kann und somit zu vermeiden ist. Bei der teilweisen Auflösung der Schmierschicht erfolgt eine simultane Eröffnung der Dentintubuli und Freilegung des intertubulären Dentinkollagens mit Infiltration des hydrophilen Monomers in die Tubuli und Tagausbildung. Bei Trocknungsvorgängen fällt die Schmierschicht wieder aus und wird dabei von einem Monomer durchsetzt [FERRARI und DAVIDSON (1996)]. Die hier ausgebildete Hybridschicht ist, im Vergleich zu der bei der vollständigen Auflösung der Schmierschicht, dünner.

3.2.2 Verbund Stift-Stumpfaufbau-Wurzeldentin

Dieser Verbund ist Schwachstelle des gesamten Stift-Stumpfaufbaus. Die inserierenden Kräfte liegen hierbei im Kronenrandbereich, es kommt dadurch zu Spannungsspitzen zwischen Dentin und Komposit mit Rissbildung und zunehmender Entkopplung des Aufbaus. Resultierend daraus ist das Eindringen von Bakterien und eine Penetration in Richtung des inserierten Stifts mit Gefahr des Versagens des gesamten Stift-Stumpfaufbaus [BOLDT et al. (2007)].

3.2.3 Verbund Komposit-Keramik

Bei Keramiken liegt die Möglichkeit der chemischen oder mechanischen Konditionierung vor, wobei Glaskeramiken ätzbar und Oxidkeramiken nicht ätzbar sind [KERN und THOMSON (1994)]. Bei den Ätzvorgängen, beispielsweise mithilfe von 5%iger Flußsäure, wird die Glasmatrix der Keramik selektiv aufgelöst, sodass nun säureresistente Leuzitkristalle mikroretentiv aus der Oberfläche zeigen. Dadurch liegt ein verbesserter Keramik-Komposit-Verbund vor [NOACK et al. (1990)].

Das Auftragen eines Silans nach dem Ätzvorgang sorgt zusätzlich für einen chemischen Verbund. Silane sind bifunktionell, daher können sie mit ihrer reaktiven Hydroxylgruppe eine Verbindung zu der Siliziumdioxidschicht auf der Keramik und mit ihrer Methacrylatgruppe eine Verbindung zu der organischen Matrix des Komposites eingehen [JANDA (1992)].

3.2.4 Besonderheiten bei der adhäsiven Befestigung im Vergleich zum konventionellen Zementieren im Wurzelkanal

Bei Glasfaserstiften und bei Keramikstiften ist eine adhäsive Befestigung im Wurzelkanal notwendig [RINKE et al. (1999)]. Eine Verwendung von Dentinadhäsiven in Kombination mit selbst- und dualhärtenden Befestigungskompositen wird hierbei empfohlen [RATHKE A (2009)].

Einen negativen Einfluss auf die Adhäsivtechnik im Wurzelkanal hat der hohe C-Faktor, der das Verhältnis von freier zu gebundener Kompositoberfläche angibt, wobei die gebundenen Flächen der adhäsiven vorbehandelten Dentinoberfläche entsprechen, und die freien zu der Grenzfläche zur Luft münden. Infolge der vielen gebundenen Flächen ist der C-Faktor im Kanal sehr hoch, das Befestigungsmaterial kann bei der Polymerisation nicht mehr von außen nachfließen, um die, bei diesem Vorgang entstehende, Schrumpfung auszugleichen, sodass daraus große Spannungen im Material resultieren. Diese schwächen den adhäsiven Verbund und können zu Haftverlust und Randspaltbildung führen [KRASTL G et al. (2008)]. Noch zu beachten ist, dass die Sicht bei der Anwendung von adhäsiven Befestigungsmaterial im Kanal erschwert ist. Dadurch sind nicht nur Verunreinigungen durch Sealer- oder Guttapercharesten, die den Haftverbund zum Dentin abschwächen, kaum zu detektieren, auch die Lichthärtung des Komposites im Kanal ist beeinträchtigt. Dementsprechend werden dualhärtende Befestigungskomposite empfohlen, von der Verwendung von rein lichtpolymerisierenden Materialien wird zudem abgeraten [GIACHETTI et al. (2004)].

Beim Eingliedern von metallischen Stiften ist immer noch die Verwendung von konventionellen Zementen, wie Zinkoxidphosphat oder Glasionomierzement, möglich. Diese als Goldstandard geltenden Zemente gehen keinen Verbund mit dem Wurzelkanaldentin ein, sondern erzeugen einen retentiven Halt des Stiftes durch Friktion.

TORRES-SÁNCHEZ et al. (2013) zeigten sogar in ihrer Studie auf, dass die Verwendung von resin-modifizierten Glasionomierzement bei glasfaserverstärkten Stiftsystemen und Stift-Stumpf-Aufbauten aus einer Goldlegierung im Vergleich zu dual-polymerisierenden und auto-polymerisierenden Befestigungskompositen zu erhöhter Frakturresistenz bei endodontisch behandelten Zähnen führt. Die Mittelwerte bei der Bruchlastuntersuchung lagen hierbei für die Gruppen, in denen das Glasionomierzement verwendet worden ist, bei dem glasfaserverstärkten Stiftsystem bei $127,91 \text{ N} \pm 14,02$ und bei den Stift-Stumpf-Aufbauten aus einer Goldlegierung bei $79,92 \text{ N} \pm 5,66$. Die entsprechenden Werte für die Gruppen mit den dual-polymerisierenden (Glasfaserstift $48,21 \text{ N} \pm 4,61$; Stift-Stumpf-Aufbau $38,04 \text{ N} \pm$

3,89) und auto-polymerisierenden Befestigungskompositen (Glasfaserstift 39,04 N \pm 3,78; Stift-Stumpf-Aufbau 55,40 N \pm 5,88) waren deutlich niedriger.

Die Lagerung der hierbei verwendeten 42 einwurzeligen Prämolaren erfolgte in 0,5 % Chloramin T Lösung. Die Aufbauten wurden in dieser Studie überkront.

	Konventionelle Zemente	Befestigungskomposite
Aushärtungsmechanismus	Neutralisation	radikalische Polymerisation, licht- oder chemisch initiiert
Vorteile	+ erleichterte Überschussentfernung + einfache Verarbeitung + bessere Wiederentfernbarkeit des Stiftes	+ Verbund zum Zahn ästhetisch vorteilhaft + geringe Löslichkeit + keine besondere Präparation notwendig
Nachteile	- retentive Präparation - hohe Löslichkeit - kein Verbund zu der Zahnhartsubstanz - geringe Abrasionsbeständigkeit	- Wiederentfernbarkeit des Stiftes erschwert - schwierige Überschussentfernung nach Polymerisation

Tab. 3: Unterschiede zwischen konventionellen Zementen und Befestigungskompositen

3.3 Die definitive postendodontische Versorgung

Die Überlebenswahrscheinlichkeit eines endodontischen behandelten Zahnes hängt neben einer suffizient durchgeführten Wurzelkanalbehandlung auch von der postendodontischen Versorgung ab [TAVAREZ et al. (2009)]. Diese soll eine bakteriendichte Versiegelung darstellen, eine Zahnfraktur unterbinden und die Funktionalität des Zahnes wiederherstellen.

Amalgam kommt zur Versorgung von wurzelkanalbehandelten Zähnen nicht in Frage [RINKE et al. (1999)], da für die Verwendung eine untersichgehende Präparation notwendig ist. Führt diese Art der Präparation zu einem erhöhten Zahnhartsubstanzverlust wird der Zahn weiter geschwächt und das Frakturrisiko steigt. Außerdem liegt bei Amalgam, im Gegensatz zum Komposit, kein Verbund zu Zahnhartsubstanz vor, sodass eine erhöhte Frakturanfälligkeit zu beobachten ist [HANSEN E K, (1990)].

Zur direkten definitiven Versorgung ist Komposit geeignet, da dieses durch den adhäsiven Verbund mit der Zahnhartsubstanz vor Bakterienpenetration in den Wurzelkanal schützt [EDELHOFF et al. (2003)] und gleichzeitig bei einem kleinen Destruktionsgrad, beispielsweise bei einer reinen okklusalen Kavität, eine ausreichende Festigkeit garantiert.

Um die Frakturfestigkeit von Kompositaufbauten zu erhöhen, ist eine Ummantelung des Aufbaus mit zylindrischen Glasfaserbändern zusätzlich möglich [M. KUBO et al. (2018)].

Kompomere, die beispielsweise die Strukturanaloga zu den Kompositen darstellen, sich aber zu ihnen durch den Glasionomerzementanteil unterscheiden, sind infolge ihrer durch Wasseraufnahme bedingten Expansion weder als Stumpf Aufbau noch als definitives Versorgungsmaterial, geeignet. Dieser Expansionseffekt kann bei vollkeramischen Kronen zu Frakturen in der Keramik führen [SINDEL et al. (1999)]. Sollte eine hohe Zahnhartdestruktion mit einer mehrflächigen Kavität vorliegen, ist eine indirekte Restauration zu wählen, da die laborgefertigten Kronen und Teilkronen eine konsequente Fassung der Höcker ermöglichen [KRASTL G (2008)].

Fraglich ist noch, mit welchem Zement die höchsten Retentionswerte bei Kronen erreicht werden können. BROWNING et al. (2002) wiesen nach, dass Komposit-Zemente, gefolgt von Glasionomerzementen und anschließend von Zinkoxidphosphatzement, den höchsten Wert aufweisen. Einen Zusammenhang zwischen Retentionskraft und der Belastbarkeit verschiedener Zemente konnte allerdings bisher in einer anderen Studie nicht nachgewiesen werden [PREUSS et al. (2008)], sodass die Studie von BROWNING et al. (2002) kritisch hinterfragt werden muss. Hohe Bruchfestigkeitswerte und einen sehr guten marginalen Randschluss erreichten Vollkeramikronen durch die Verwendung von Komposit-Zementen [BEHR et al. (2003)]. ROSENTRITT et al. (2009a) untersuchten inwieweit eine Korrelation zwischen Zementierung und Bruchfestigkeit bei Vollkeramikronen im Vergleich zu metallkeramischen Kronen vorlag. Weder das Gerüstmaterial noch der Zement hatten Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Restauration, zusätzlich konnte bei der Verwendung von Oxidkeramiken konventionell zementiert werden. Die Studienlage bezüglich der Kronenzementierung ist dementsprechend noch nicht eindeutig.

Selbstadhäsive Komposit-Zemente finden immer mehr klinische Anwendung, da bei ihnen im Vergleich zu konventionell Komposit-Zementen keine Konditionierung oder Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz notwendig ist und somit eine Zeitersparnis im klinischen Alltag entsteht. Die marginale Integrität zum Dentin ist hierbei vergleichbar mit der von den Komposit-Zementen [BEHR et al. (2004)], die Langzeitintegrität von selbstadhäsiven Komposit-Zementen muss aber gesondert untersucht werden.

4. Problemstellung

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss des Verzichtes eines Ferrule-Designs bei Verwendung der neuartigen Glasfaserstifte (NTI FiberMaster TopHead) in Kombination mit den TopHeads zu überprüfen und die daraus mutmaßlich veränderte Belastbarkeitsgrenze im Vergleich zum vorhandenen Ferrule-Design zu dokumentieren.

Durch die Geometrien des Kopfteils (TopHead) des Stiftes in Verbindung mit der Kopfbettpräparation soll ein doppelter Ferrule-Effekt erreicht und die, dadurch erzielte, bessere Stabilität gegenüber extraaxial auftretenden Kräften in Korrelation mit der von konventionellen Titanstiften der Firma COLTENE gesetzt und verglichen werden.

Zusätzlich soll die Frage geklärt werden, ob unterschiedliche Insertionslängen und Durchmesser der Glasfaserstifte einen Einfluss auf das Frakturmuster und das Belastungsmaxima in Abhängigkeit vom vorhandenen bzw. nicht vorhandenen Ferrule haben.

5. Material und Methode

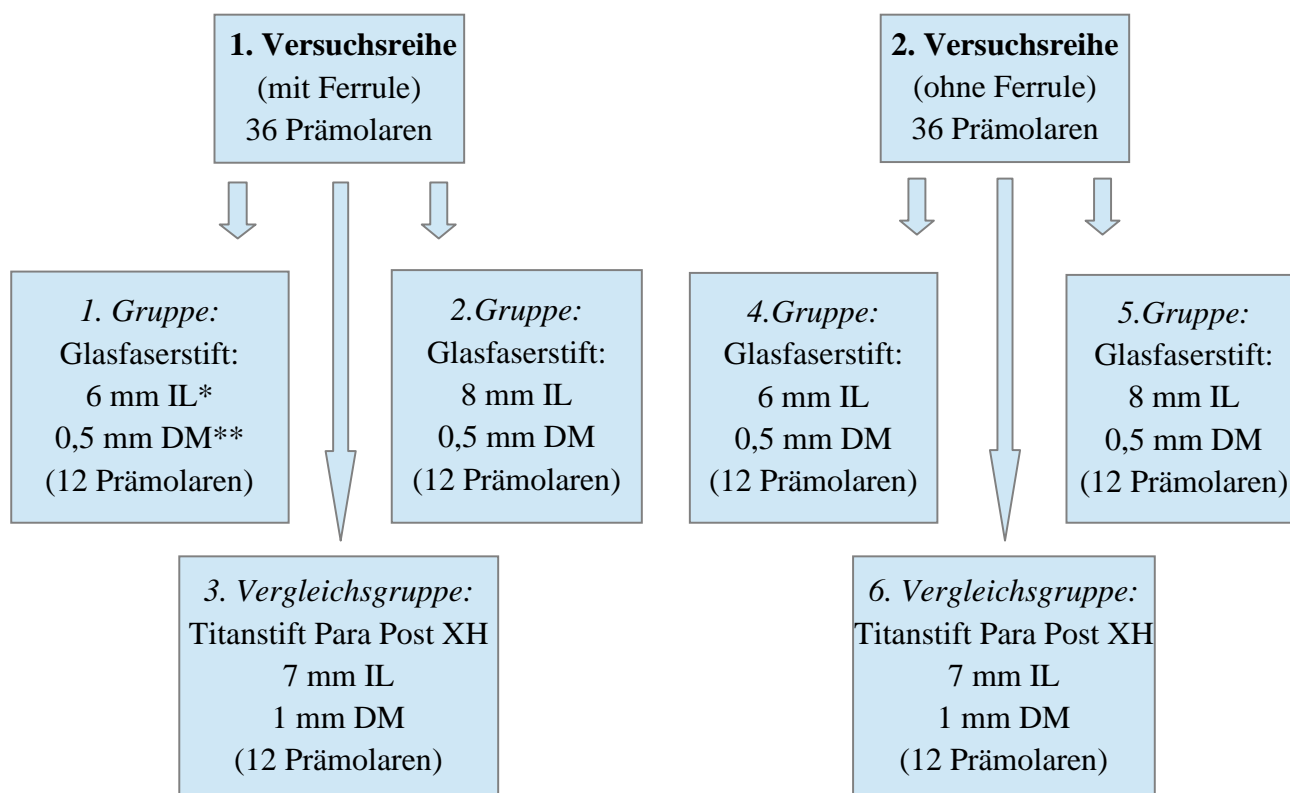
5.1 Vorversuche

Hierfür wurden nach den unten beschriebenen Schemata fünf Prämolaren ausgewählt, geröntgt und anschließend die Krone von der Wurzel getrennt. Nach Wurzelkanalaufbereitung und dem Abfüllen der Wurzelkanäle (detaillierte Beschreibung siehe 5.3.2) sollte überprüft werden, ob eine Möglichkeit der Variation des Stiftdurchmessers bei den Versuchsreihen besteht, sodass man folglich noch zwei weitere Gruppen mit einem Stiftdurchmesser von 1,1 mm mit unterschiedlichen Insertionslängen pro Versuchsreihe erhalten hätte. Hiermit hätte man zusätzlich den Einfluss von unterschiedlich großen Stiftdurchmesser der NTI FiberMaster TopHead Glasfaserstifte auf die Frakturresistenz untersuchen können. Bei der Aufbereitung der Proben mit dem blau markierten NTI TopHead-Schleifer (Durchmesser 5mm) stellte man fest, dass der Kopfschleifer infolge seines großen Durchmessers das zervikale Wurzelkollagen zirkulär perforieren würde, sodass das anschließend zu verklebende Kopfteil des Systems durch die lateral fehlenden Wände keinen ausreichenden adhäsiven Halt erreichen würde.

Folglich wurden diese im Vorfeld geplanten Gruppen mit dem Stiftdurchmesser von 1,1mm vollständig aus den Versuchsreihen entfernt, sodass nur die Glasfaserstifte mit einem Durchmesser von 0,5 mm (s. *Abb. 6*) für die Versuchsreihen verwendet wurden.

5.2 Versuchsreihen

Diese Versuchsreihen sind im Folgenden dargestellt:



*IL = Insertionslänge, **DM = Durchmesser

Abb. 6: Die Versuchsreihen

Insgesamt wurden sechs Gruppen erstellt. Jeder Gruppe wurden zwölf einwurzelige Prämolaren zugeordnet, wobei jeweils eine Gruppe als Vergleichsgruppe diente. Hierbei wurden präkonfektionierte ParaPost XH Titanstifte der Firma COLTENE mit einem Durchmesser von 1 mm verwendet, die Insertionslänge betrug 7 mm.

Die beiden Versuchsreihen unterschieden sich nur in der Hinsicht, dass bei einer ausreichend Wurzelentin belassen wurden war, um ein Ferrule-Design zu simulieren, während bei der anderen wurde darauf verzichtet. Zwischen den ersten Versuchsgruppen einer Reihe, also der 1. und 2. Gruppe, resp. der 4. und 5. Gruppe, erfolgt zudem eine Variation in der Insertionslänge bei einem gleichbleibenden Stiftdurchmesser von 0,5 mm.

In der nachfolgenden Tabelle ist eine genaue Auflistung des verwendeten Materials in Abhängigkeit von der Gruppe zu erkennen:

Prüfgruppe	1., 2.;4., 5.	3., 6. (Vergleichsgruppen)
Zahntyp	einwurzeliger Prämolare	einwurzeliger Prämolare
Stifthersteller	NTI	COLTENE
Stiftname	Fiber Master TopHead	ParaPost XH
Stiftmaterial	Glasfaserverstärktes Komposit	Titan
Stiftform	konisch	zylindrisch
Stiftadhäsiv	Futurabond DC	-
Stiftzement	Rebilda DC	Ketac-Cem
Aufbaumaterial	Rebilda DC	Rebilda DC
Aufbauadhäsiv	Futurabond DC	Futurabond DC
Kronenmaterial	IPS e.max CAD	IPS e.max CAD
Kronenadhäsiv	-	-
Kronenzement	Ketac Cem	Ketac Cem

Tab. 4: Darstellung der verschiedenen Materialien in den verschiedenen Versuchsgruppen

5.3 Versuchsablauf

Bevor der Versuchsablauf detailliert geschildert wird, erfolgt eine schematische Darstellung der einzelnen Schritte, um eine Übersicht über die gesamte Untersuchung zu bekommen.

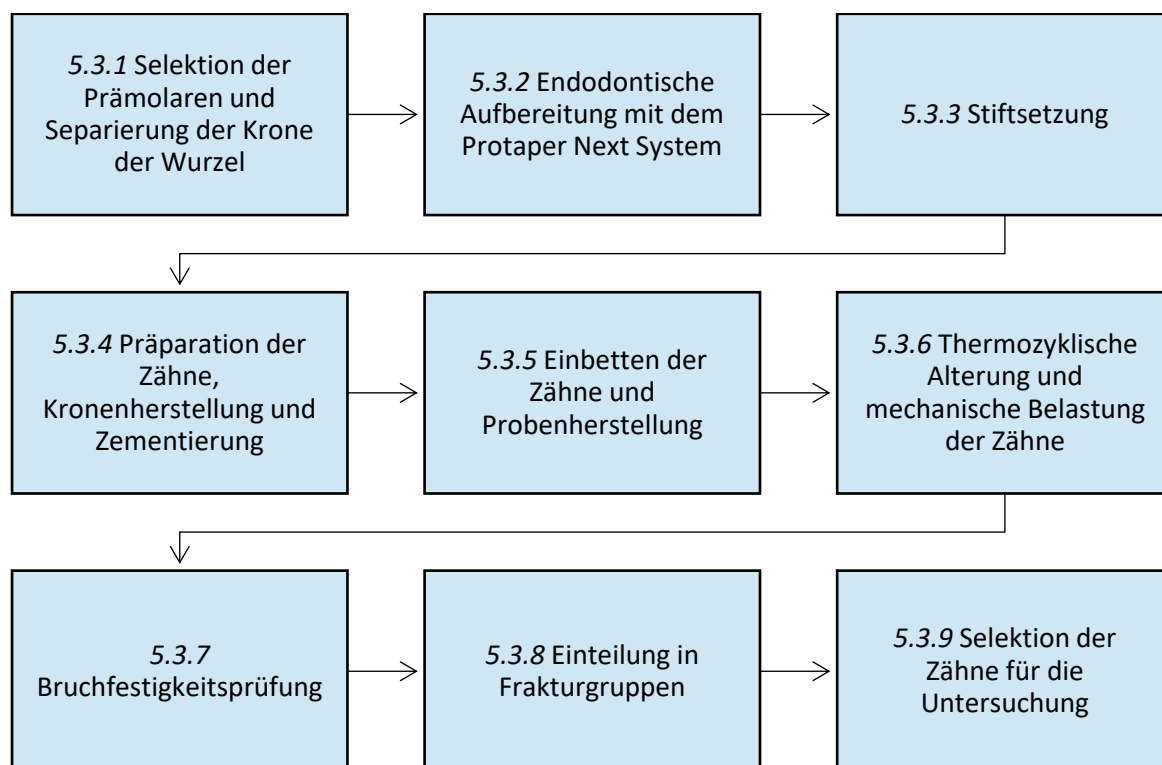


Abb. 7: Schematische Darstellung des Versuchsablaufes

5.3.1 Selektion der Prämolaren und Separierung der Krone der Wurzel

Insgesamt wurden für die beiden Versuchsreihen 72 Prämolaren verwendet. Die Lagerung der Zähne erfolgte in Chloramin-Lösung (0,5 %, Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland) und die Zähne wurden mithilfe nachfolgender Kriterien selektiert: Anatomisch durften keine zu starken Unterschiede zwischen den einzelnen Prämolaren vorliegen. Zusätzlich mussten die Zähne karies- und füllungsfrei sein. Die Gesamtlängelänge sollte ca. 18 – 20 mm betragen, um nach der Zahnkronenseparierung eine ca. einheitliche Wurzellänge zu haben. Zahnstein- und Konkrementreste wurden entfernt. 100 Probenzähne wurden nach den oben beschriebenen Kriterien ausgewählt und anschließend geröntgt, um festzustellen zu können, ob ein einkanaliger Prämolar vorlag.

Anschließend wurden alle Probenzähne mit einer Schieblehre vermessen.

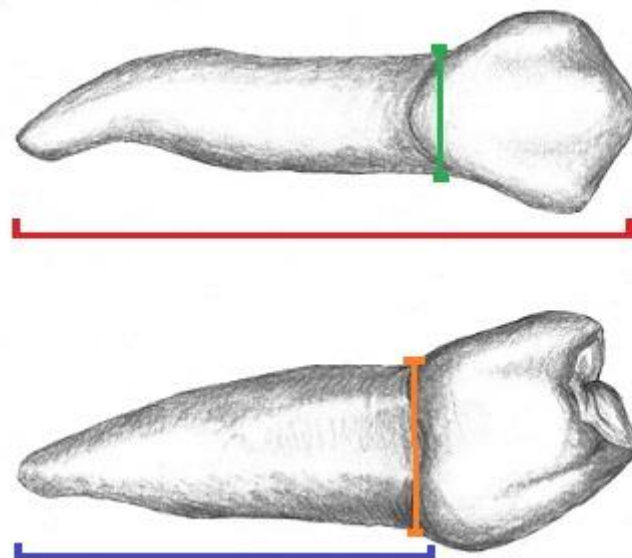


Abb. 8: Vermessung der Zähne

grün: mesial-distaler Durchmesser

rot: Gesamtlänge des Zahnes

orange: vestibulär-oraler Durchmesser

blau: Abstand Schmelzzementgrenze–Apex

Dabei wurde einmal der mesial-distale und der vestibulär-orale Durchmesser an der Schmelzzementgrenze, die Gesamtlänge des Zahnes von dem vestibulären Höcker bis zum Apex und der Abstand zwischen der vestibulären Schmelzzementgrenze und dem Apex gemessen. Durch Multiplizieren des mesialen-distalen und des vestibulären-oralen Durchmesser der Proben wurde das Schnittflächenprodukt gebildet und die Proben anschließend tabellarisch nach aufsteigendem Schnittflächenprodukt sortiert. Jeder der sechs Gruppen konnten nun Probenzähne zugeordnet werden, sodass in Folge ein gleichmäßiges

Querschnittflächenprodukt in allen Gruppen vorlag. Damit wurde gewährleistet, dass keine Gruppe in Bezug auf die Schnittfläche nur kleine oder nur große Probenzähne erhielt.

In der nachfolgenden Tabelle sind die gruppenspezifischen Mittelwerte und Standardabweichungen bezugnehmend auf das Querschnittflächenprodukt, die Wurzel- und Gesamtlänge der Probenzähne aller Versuchsgruppen festgehalten.

Ergebnisse der Zahnvermessung				
		Querschnittsflächen- produkt [cm ²] (SD)	Wurzellänge [cm] (SD)	Gesamtlänge [cm] (SD)
Gruppen	1. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 6 mm IL*, 0,5 mm DM**)	0,38 (0,05)	1,6 (0,13)	2,36 (0,19)
	2. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	0,37 (0,05)	1,57 (0,14)	2,27 (0,11)
	3. Titanstift ParaPost: (mit Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	0,36 (0,04)	1,5 (0,26)	2,28 (0,28)
	4. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM)	0,38 (0,04)	1,53 (0,1)	2,31 (0,14)
	5. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	0,37 (0,04)	1,47 (0,12)	2,21 (0,19)
	6. Titanstift ParaPost: (ohne Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	0,36 (0,05)	1,46 (0,23)	2,22 (0,22)

*IL= Insertionslänge, **DM= Durchmesser

Tab. 5: Ergebnisse der Zahnvermessung: Querschnittsflächenprodukte, Gesamt- und Wurzellänge

Eine darauffolgende Abformung der Kronen der einzelnen Probenzähne mit dem Abformmaterial Silaplast Futur ermöglichte später die anatomische Variabilität der Kronen bei der Herstellung des Kompositaufbaus nachzuempfinden.

Nach Selektion und Gruppeneinteilung wurden die Kronen mit einer diamantierten Trennscheibe von der Wurzel abgetrennt, sodass eine Wurzelrestlänge von ca. 15 mm erhalten blieb und der Wurzelkanal sichtbar wurde.

5.3.2 Endodontische Aufbereitung mit dem Protaper Next System

Im nächsten Schritt erfolgte die endodontische Aufbereitung der Zähne mit dem Protaper Next System von Dentsply. Die notwendige Wurzellänge für die Kanalaufbereitung wurde anhand des Röntgenbildes ermittelt. Die Aufbereitung wurde mit den konfektionierten Pfeilen X1 (**gelb**), X2 (**rot**), und X3 (**blau**) in aufsteigender Reihenfolge durchgeführt.



Abb. 9: Die Wurzelkanalaufbereitungsfeilen des Protaper Next Systems

Die Pfeile wurden in das Xsmart-Gerät von Dentsply eingespannt und die Autoreverse-Funktion ausgewählt, sodass bei Verkeilen der Pfeile in dem Kanal der Motor kurzzeitig reziprok arbeitete, um eine Perforation zu vermeiden.

Die Umdrehungsgeschwindigkeit des Motors lag bei 300 RPM, der Torque bei 2.0 Ncm.

Gespült wurde zwischen den Pfeilenwechsel mit 1 % Natriumhypochloritlösung (Hedinger, Stuttgart, Deutschland). Die Abschlusspülung vor dem Abfüllen wurde mit 1 % Natriumhypochloritlösung, 2 % EDTA-Lösung und erneuerter 1% Natriumhypochloritlösung unter Verwendung eines Ultraschallgerätes, welches die Lösungen aktivieren und ihren Wirkungsgrad steigern sollte, durchgeführt.

Anschließend erfolgte eine Trocknung der Kanäle mit Roeko Papierspitzen (NWD, Münster, Deutschland). Abgefüllt wurde mit den genormten PROTAPER NEXT Guttapercha-Spitzen X3 (LOT 336595J; Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland) unter Zuhilfenahme von dem

Sealer AH Plus (LOT 1611000475; Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland) nach Überprüfung der apikalen Klemmpassung und möglichen Anpassungen der Guttapercha-Spitzen. Die Abtrennung des Guttaperchas wurde mit einem heißen Plugger nach einer Insertion 1 – 2 mm unterhalb des Kanaleinganges bewerkstelligt.

5.3.3 Stiftsetzung

Vor Stiftsetzung erfolgte bei beiden Stiftsystemen eine Entfernung des Guttaperchas mit Gates-Bohrern bis zu der notwendigen Aufbereitungslänge. Eine Überprüfung der entfernten Sealer- und Guttapercharückstände erfolgte unter 2,5-fache Vergrößerung.

1. NTI-System FiberMaster TopHead:

Die Stifte dieses Systems bestehen aus einer Kompositmatrix, die mit Glasfasern verstärkt ist. Es liegt eine konische Stiftform vor. Der sogenannte TopHead (LOT 3044554; NTI-Kahla GmbH, Kahla Deutschland), also der Kompositkopf, ist separat erhältlich und ermöglicht hierdurch eine externe Verklebung unabhängig von der Stiftinsertion. Folglich ist eine Variation der Stiftlänge bei der Setzung möglich, zugleich soll eine bessere Stabilität des Stiftes durch das externe Verkleben und eine wesentlich verbesserte Kraftübertragung auf die Wurzel erreicht werden.

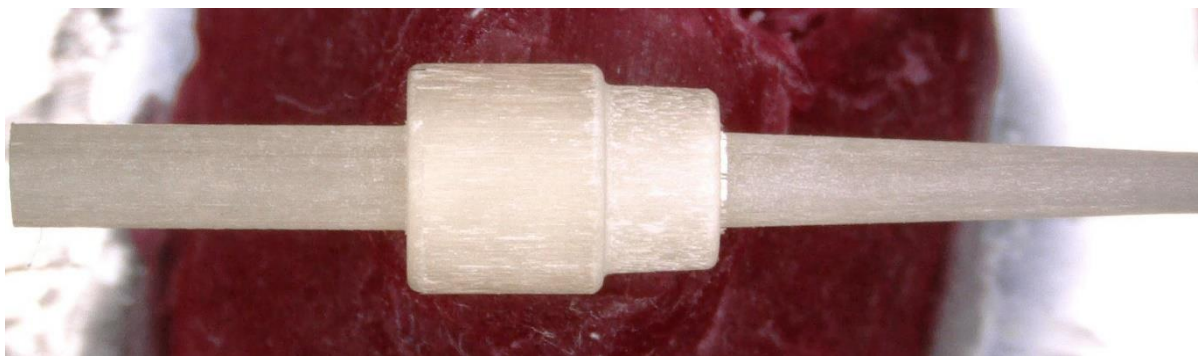


Abb. 10: Typischer Aufbau des FiberMaster TopHead Glasfaserstiftes, der Kopfteil wird separat auf dem Stift befestigt

Durch die Präparationsgeometrie des Kopfschleifers und der Konfiguration des Kopfteils wird ein doppelter Ferrule-Effekt erzielt, sodass mithilfe dieser Kombination ein optimaler Widerstand gegen seitliche Scherkräfte erzielt werden soll. Die offene Mikrostruktur der Oberfläche sorgt für einen optimalen Verbund des Dualkomposites bei der Befestigung.

Es sind drei Durchmesser der Aufbereitungsinstrumente, der Stifte und der Kopfteile bei dem System vorhanden, die bei den Vorbohrern durch den Farbiring unterschieden werden können. Die Vorbohrer sind in den Durchmessern 0,5 mm (gelb), 0,9 mm (rot), 1,1 mm (blau) vorhanden, die Glasfaserstifte sind vom Durchmesser dementsprechend genormt. Die

Kopfschleifer weisen einen größeren Durchmesser als die dazugehörigen Kopfteile auf, um eine ausreichend dicke Kompositfuge beim Verkleben zu gewährleisten. Die Durchmesser der Kopfschleifer betragen 3,75 mm (gelb), 4,2 mm (rot) und 5,0 mm (blau) und von den Kopfteilen 2,8 mm (gelb), 3,2 mm (rot) und 3,4 mm (blau).

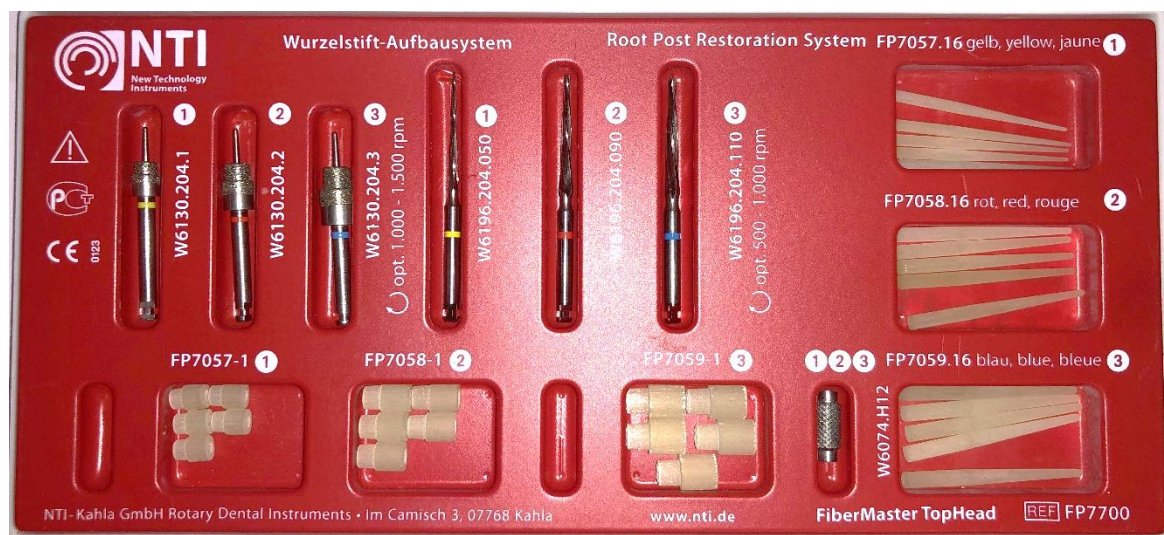


Abb. 11: Großes Präparationsset Fiber Master TopHead von NTI

Um zu überprüfen, inwieweit der Durchmesser des Stiftsystems inklusive Kopfteil für die Frakturresistenz eine Rolle spielt, wurde der vom Hersteller kleinste (gelb) und größte (blau) erhältliche Durchmesser gewählt, um bei Unterschieden signifikant abweichende Werte zu erhalten. Infolge der in den Vorversuchen erwähnten Problematik war dies allerdings nicht möglich.



Abb. 12: V. l. n. r. Vorbohrer mit 0,5 mm Durchmesser (**gelber** Ring), 0,9 mm Durchmesser (**roter** Ring), 1,1 mm Durchmesser (**blauer** Ring), universale Tiefenlehre

Nach Auswahl des richtigen Durchmessers des Vorbohrers (0,5 mm) und nach Anpassen der Tiefenlehre auf die entsprechende Insertionslänge (6 mm oder 8 mm) wurde die Stiftbohrung unter Beachtung der Wurzelausrichtung und der empfohlenen Drehzahl (1000 - 1500 RPM) durchgeführt.

Mit den FiberMaster TopHead Kopfschleifern erfolgte die Präparation der Aufnahme für die Glasfaserköpfe. Der Kopfschleifer wurde dabei mittig im Kanaleingang angesetzt und es wurde bis zum Ende der Diamantierung mit einer Drehzahl von 500 - 1000 RPM gebohrt.

Die Spitze der Bohrer half dabei bei der Zentrierung. Auch hier lagen drei verschiedene Durchmesser vor, die farblich unterschieden werden können.



Abb. 13: V. l. n. r. Kopfschleifer mit 3,75 mm Durchmesser (**gelber** Ring), 4,2 mm Durchmesser (**roter** Ring), 5,0 mm Durchmesser (**blauer** Ring)

Final wurde überprüft, inwieweit der Glasfaserstift (LOT 3044554; NTI-Kahla GmbH, Kahla, Deutschland) auf die aufbereitete Länge in den Wurzelkanal passte. War dies nicht der Fall, fand eine Nachpräparation statt. Anschließend wurden die Kanäle für die Insertion vorbereitet. Es wurde mit 1%igem Natriumhypochloritlösung (Hedinger, Stuttgart, Deutschland), Aqua dest. und Chlorhexidinguconatlösung 2 % (Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland) gespült und anschließend mit 99%igem Ethanol (Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland) getrocknet. Die Glasfaserstifte wurden mit Monobond Plus silanisiert, um einen besseren Verbund des dualhärtenden Stumpf- und Wurzelstiftbefestigungsmaterial Rebuilda DC (LOT 1846219; Voco, Cuxhaven, Deutschland))

zu erzielen, welches als Befestigungskomposit von der Firma NTI empfohlen wird. Das dualhärtende Self-Etch-Bond Futurabond (LOT 1844359; Voco, Cuxhaven, Deutschland)) wurde zur Konditionierung des Wurzelkanalendtins und des Wurzelentins verwendet. Seine beiden Komponente Liquid 1 und 2 wurden durch Drücken auf den Aktivatorknopf miteinander vermischt, anschließend mit einem Single Tim (Voco, Cuxhaven, D) Einmalpinsel nochmal für 2 s angemischt.

Die Lösung wurde mit dem Applikator sorgfältig auf die Dentinflächen verteilt, für 20 s einmassiert und anschließend 5 s mit dem Luftbläser vorsichtig getrocknet. Eine Aushärtung des Bondingmaterials erfolgte nicht. Dieses Vorgehen entspricht den Vorgaben des Herstellers Voco.

Die Bondingüberreste wurden anschließend beseitigt, Stift und TopHead wurden mit Rebuilda DC eingestrichen und die beiden Komponenten zusammengefügt. Anschließend wurde apikal bei Bedarf Rebuilda DC auf dem Stift nachgetragen.

Die Insertion des Stiftes erfolgte dann ultraschallunterstützt. Eine Lichthärtung des Rebuilda DC wurde nicht durchgeführt, stattdessen wurde nach Herstellerangabe fünf Minuten gewartet, damit eine Autopolymerisation stattfinden konnte. Hiermit sollte eine starke Polymerisationsschrumpfung mit folglich verminderter Haftkraft des Rebuilda DC an den Dentinflächen vermieden werden. Der Stumpfaufbau wurde mit dem Rebuilda DC zusammen mit der Stiftinsertion entworfen und modelliert, sodass infolgedessen ein Monoblock entstand. Mit den vorher angefertigten Silaplast Futur-Abformungen der Kronen konnte ein detailgetreuer anatomischer Aufbau entsprechend der Echtzahnkrone hergestellt werden. Ragte das Stiftende aus dem Aufbaumaterial heraus, wurde der Stift mit einem Diamanten eingekürzt.

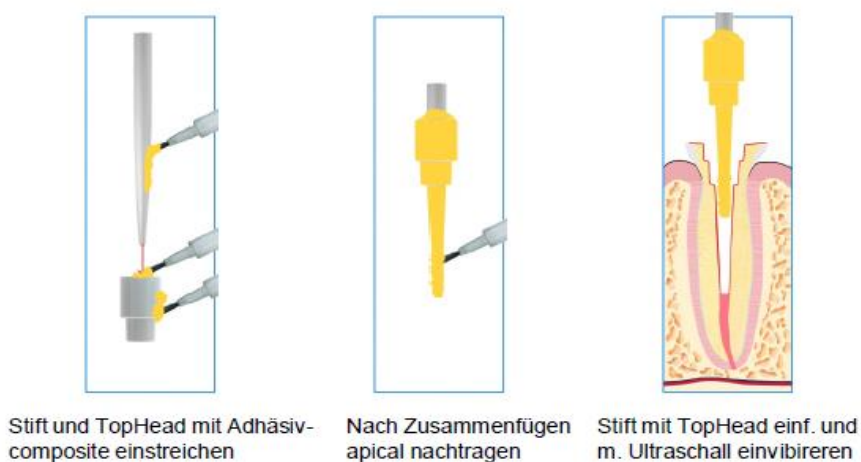


Abb. 14: Auftragen des Befestigungskomposites, Zusammenfügen von TopHead und Stift und Stiftinsertion

2. Titanstift ParaPost XH

Der Titanstift ParaPost XH (LOT MTI93228; Colténe/Whaledent GmbH, Langenau, Deutschland) besteht aus einer Alpha-Beta-Titanlegierung und zeichnet sich durch seinen abgerundeten Retentionskopf aus, der Kontraktionsstress im Aufbaumaterial minimiert und daher für Glasionomer- und Kompositaufbauten geeignet ist. Er wird für den direkten Aufbau bei grazilen und dünnwandigen Wurzeln verwendet.

Durch die Befestigungsstufen und die Anti-Rotationsrillen am Retentionskopf wird der Halt und gleichzeitig die Adaption des Aufbaumaterials verbessert.



Abb. 15: ParaPost XH Wurzelstift

Die ParaPost X System Bohrer sind mit Tiefenmarkierungen bei 7, 9 und 10 mm vom apikalen Ende aus markiert und ermöglichen dadurch die Bohrtiefe genau einzuhalten. Die unterschiedliche Farbcodierung zwischen den einzelnen Stiftbohrer begünstigt eine Unterscheidung zwischen den verschiedenen Durchmesser. Durch die stumpfe Bohrspitze wird zusätzlich die Perforationsgefahr bei der Bohrung reduziert.

Die Kalibrierung der Bohrer auf die jeweilige Stiftgröße schafft eine gleichmäßige Zementstärke.



Abb. 16: ParaPost X System Bohrer 1,00 mm Durchmesser

Da die ParaPost-Wurzelstifte als Vergleichsreihen dienen, wurde ein durchschnittlicher Stiftdurchmesser von 1 mm und eine Insertionstiefe von 7 mm gewählt. Nach Entfernung des Sealers und des Guttaperchas bis zu der Insertionstiefe von 7 mm erfolgte die Präparation der Kavität für den Stift.

Dabei wurde darauf geachtet, dass die Präparation bei einer Drehzahl von maximal 1000 RPM dem Wurzelkanalverlauf folgend durchgeführt worden ist, um eine Perforation der Wurzel zu vermeiden und eine ausreichende Restdentinwandstärke von 1 mm um den Wurzelkanal zu gewährleisten. Dabei wurde zuerst mit dem Vorbohrer mit 0,90 mm Durchmesser bis 7 mm Insertionslänge aufbereitet, anschließend erfolgte das gleiche Prozedere mit dem Vorbohrer mit 1,00 mm Durchmesser. Mit einem zylindrischen Diamanten wurde zusätzlich noch der Antirotationskasten im zervikalen Bereich des Wurzeingangs präpariert.

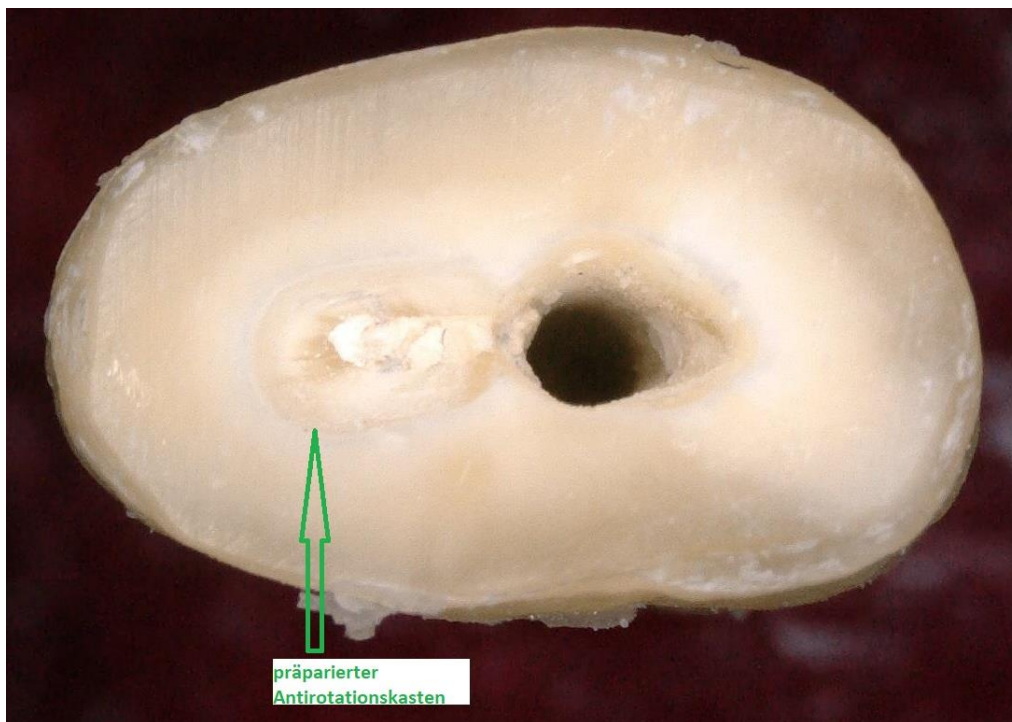


Abb. 17: Präparation des Antirotationskastens

Der ParaPost Stift mit dem 1 mm Durchmesser wurde nun in den Kanal eingebracht und so lange von apikaler Seite angepasst, bis er maximal 4 – 5 mm aus dem Kanaleingang hinausragte. Durch das apikale Ansträngen der Ränder wurde gewährleistet, dass der Stift wieder der ursprünglichen Form entsprach.

Vor dem Zementieren erfolgte die Spülung mit 1%igen Natriumhypochloritlösung (Hedinger, Stuttgart, Deutschland), Aqua dest., Chlorhexidingluconatlösung 2 % (Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland) nach dem gleichen Schema wie bei der Glasfaserstiftinsertion und abschließend wurde der Kanal mit 99 % Ethanol (Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland) und Roeko Papierspitzen (NWD, Münster, Deutschland) getrocknet. Der ParaPost Stift wurde konventionell mit dem Glasionomermzement Ketac-Cem befestigt.

Mit einer speziellen Endokanüle wurde der Kanal vom Apexraum aus mit Ketac-Cem befüllt und der Stift wurde dann langsam bis zu der Abschlussposition in das Kanallumen inseriert, sodass der Zementüberschuss abfließen konnte und der Stift seinen definitiven Sitz erreicht hatte.

Nach Abbinden des Zementes erfolgte eine Überschussentfernung, gegebenenfalls konnte der Kopf des Stiftes nach dem Zementieren nach Herstellerangaben noch angepasst werden. Hierbei aber sollte der Stift mit einer Klemme fixiert werden, um eine Lockerung zu vermeiden.

Futurabond DC wurde nach dem Anmischen (s.o.) zum Konditionieren des zervikalen horizontalen Plateaus des Wurzelzements benutzt, der Aufbau erfolgte mit Rebuilda DC wie beim Glasfaserstift, um eine Vergleichbarkeit des Aufbaumaterials in beiden Versuchsreihen zu erzielen. Auch hier wurde die Formgebung des Aufbaus mit der Vorabformung aus Silaplast Futur den anatomischen Kronenverhältnissen nachempfunden.

5.3.4 Präparation der Zähne, Kronenherstellung und Zementierung

Die Präparation der Zähne erfolgte mit den Diamanten aus dem Präparationsset Easy Chamfer von NTI.



Abb. 18: Präparationsset Easy Chamfer von NTI

Dabei wurde darauf geachtet, dass eine annähernd parallele Präparation im unteren zervikalen Drittel ($2 - 6^\circ$ Konvergenz) mit Anlegen einer Hohlkehle durchgeführt wurde, um eine ausreichende Schichtstärke von mindestens 0,8 mm für die Aufnahme der Keramik zu gewährleisten.

Zusätzlich wurde kontrolliert, dass eine ausreichende Stumpfhöhe von mindestens 3 - 4 mm vorlag, um eine genügende Retention der Keramikkrone gegen abziehende Kräfte zu schaffen.

Vor dem Stumpfscan wurde darauf geachtet, dass keine Kanten in der Präparation vorlagen, damit diese keine Spannungsspitzen, und dadurch Zugkräfte, in der Keramik hervorrufen können, welche in einer Fraktur münden könnten.

Die digitale Abformung und Kronenherstellung erfolgten mittels CAD/CAM. Dafür wurde der Laborscanner D2000 von 3Shape verwendet. Die präparierten Stümpfe mussten mit Hilfe eines CAD/CAM Scansprays der Firma Henry Schein im Vorfeld gepudert und konnten erst dann gescannt werden, da das Streifenlicht des Scanners die im Normalzustand vorhandenen glänzenden Areale des Stumpfes nicht erfassen konnte.

Waren bestimmte Areale der Präparation im Scan nicht erkannt worden, erfolgte eine digitale rötliche Darstellung dieser Bereiche durch die Software (3Shape Dental System).

Daraufhin wurde eine erneute Bepuderung dieser Areale und ein Neuscan durchgeführt.

Nach Ausrichtung der Einschubrichtung und Anzeichnung der Präparationsgrenze in der Software, wurde aus der Softwarebibliothek ein passendes, anatomisch einheitliches Kronendesign des Zahnes 25 gewählt, welches bei Bedarf für jeden Stumpf weiter angepasst und modelliert werden konnte. Sollte bei der Gestaltung der Kronen die Mindestschichtstärke unterschritten worden sein, wurde dies vom Programm angezeigt und konnte so korrigiert werden, sodass bei allen Kronen eine Mindestschichtstärke von 0,8 mm vorlag. Der erstellte STL-Datensatz der Krone wurde exportiert und dann in der dazugehörigen N4 4-Achs-Naß-Schleifmaschine der Firma VHF aus einem vorkonfektionierten Lithiumdisilikat-Block (IPS e.max CAD A3/ C14) gefräst. Nach Fräsvorgang wurde die Haltestrebe zum restlichen Keramikblock abgetrennt und verschliffen. Die Kronen wurde dann auf dem Zahnstumpf aufgepasst, indem mithilfe eines Diamanten aus dem Präparationsset Easy Chamfer das Lumen der Kronen unter Wasserkühlung bearbeitet worden ist.

Anschließend wurde die fertig gefräste Krone im Keramikofen Programat CS3 der Firma Ivoclar Vivadent im Programm 1 Kristall. /Glanz für ca. 25 min gebrannt.

Nachdem der Abkühlvorgang abgeschlossen war, wurde die Stumpf-Kronenpassung nochmals kontrolliert und schlussendlich wurden die Kronen auf Hochglanz poliert.



Abb. 19: Kronenherstellung mithilfe des CAD/CAM

links: präparierter Stumpf mit ausgerichteter Präparationsgrenze und Einschubrichtung der Krone

rechts: vollständiges Kronendesign

Vor dem definitiven Zementieren der Krone wurde die Keramik im Lumen mit Flusssäure für 20 s benetzt, um einen besseren Verbund mithilfe von Ätzung, bei der es zur Freilegung von Siliziumverbindungen zum Silan kam, zu erreichen.

Nach Ätzvorgang wurde die Keramik mit Wasser abgespült und luftgetrocknet. Zum Silanisieren wurde Monobond Plus verwendet. Die Einwirkzeit betrug hierbei 60 s, nach dieser Zeit wurde der Überstand vorsichtig verblasen und es wurde darauf geachtet, dass in der Krone keine Restfeuchtigkeit vorhanden war. Die Stümpfe wurden mit Polierbürsten (Henry Schein Dental, Langen, Deutschland) und flouridfreier Polierpaste (Cleanic Dent, Kerr GmbH, Biberach, Deutschland) gereinigt. Zum konventionellen Zementieren der Kronen wurde das Glasionomerzement Ketac Cem verwendet. Nach Aktivierung der Ketac Cem Applicaps (LOT 4451775; 3M ESPE, Neuss, Deutschland) und dem 10-sekündigen Anmischen im 3M ESPE CapMIX wurde das Glasionomerzement in das Lumen der Krone appliziert, mit einem Pinsel in ihr verteilt und die Krone auf den Stumpf aufgesetzt. Die Überschussentfernung erfolgte nach vollständiger Aushärtung des Ketac Cems unter Zuhilfenahme eines Scalers.

Vor dem Einbetten und dem thermozyklischen Alterungsprozess wurden alle Proben bei 37 °C in 0,5%iger Chloramin T-Lösung (Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland) sechs Monate eingelagert, um eine Schwächung der Kunststoffschicht beziehungsweise des Verbundsystems durch den hydrolytischen Einfluss zu erzielen.

5.3.5 Einbetten der Zähne und Probenherstellung

Nach der Stiftinsertion und nach der Herstellung des Aufbaus und der Kronen sollte durch das Einbetten eine möglichst ähnliche parodontale Situation simuliert werden, wie sie intraoral vorliegt. Die Sockelung und die Herstellung des künstlichen Parodontiums wurden hierbei nach dem Prinzip von SCHARNAGEL et al. (1997) durchgeführt.



Abb. 20: Sockelung und die Herstellung des künstlichen Parodontiums

Um eine 0,75 mm dicke Platzhalteschicht für das künstliche Parodontium herzustellen, wurden die Probenzähne in ein Tauchwachs (0,3 Gusswachs Dentaurum, Pforzheim, Deutschland), welches in dem dafür vorgesehenen Tauchgerät auf 100 °C erhitzt worden war, eingetaucht. Um eine gleichmäßige Schichtstärke des Tauchwachses zu erreichen, wurden die Zahnwurzeln dreimal eingetaucht, das erste Mal für zwei Sekunden, die letzten beiden Male für jeweils eine Sekunde. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Proben langsam und gleichmäßig aus dem Tauchgerät gezogen wurden. Zervikal wurde die Zahnwurzel vor dem Eintauchen in das Wachs noch mit einem 2 mm hohen Drahtwachs (HS-Wachsdraht, Henry Schein, Langen, Deutschland) umwickelt, um die biologische Breite ex vivo zu simulieren. Im nächsten Schritt erfolgte das eigentliche Einbetten, wobei hierbei kein Unterschied zwischen den beiden Versuchsreihen vorlag.

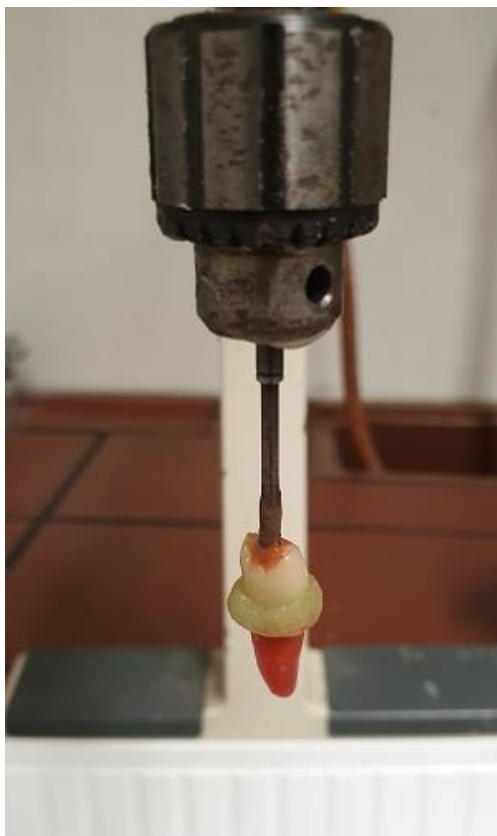


Abb. 21: Einbetten der Proben mithilfe eines Parallelometers

Die Probenzähne wurden anschließend so am Stift eines Parallelometers mithilfe von Klebewachs (Supradent Klebewachs, SCHULER-DENTAL, Ulm, Deutschland) fixiert, dass eine Übereinstimmung von Stift und Zahnachse vorlag. Anschließend wurde in einem vorgefertigten, mit Vaseline eingestrichenen, Metallsockel der fließfähige, kaltpolymerisierende und vorher mit Pulver und Flüssigkeit angerührte Kunststoff (Technovit 4071 Liquid LOT K010043, Technovit 1000g Powder LOT R010058; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) eingebracht, dann wurden die Proben mit dem erkalteten Wachs bis knapp unter den Kronenrand mithilfe des Parallelometers in der Einbettmasse gesockelt, der zervikale Drahtwachs wurde mitbedeckt. Die Sockelform war dabei fest mit einem Kunststoffbecken fixiert und wurde von Wasser umspült, um ein Schmelzen des Drahtwachses durch die Polymerisationswärme des Kunststoffes zu vermeiden. Nach Polymerisation wurde das Technovit im Zahnhalsbereich plan geschliffen, zusätzlich wurde noch durch die Einfräsung eine Kerbe in das Resin ein Rotationsschutz für den Konter geschaffen.

Die Konterherstellung erfolgte mit dem kondensationsvernetzende Silikon Silaplast Futur (DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland). Dabei wurde nach dem Zusammenfügen von Basis und Katalysator und einem homogenen Vermischen das Silaplast auf der Zahnkrone platziert,

sodass der gesamte Aufbau, inklusiv eingefräster Kerbe, im Technovit von dem Material bedeckt war.

Der Probenzahn wurde durch Ausschmelzen des Wachses aus der Einbettmasse entfernt, der Wurzelkörper wurde unter einem Dampfstrahler von der Wachsschicht befreit.

Das im Technovit entstandene Lumen und die Wurzeloberfläche wurde für 15 s bei 2 bar Druck in einem Sandstrahlgerät mit Korund der Partikelgröße 120 µm bei einem Druck von 1 bar angeraut, die Wurzeloberflächen der Probenzähne wurden dann mit Ethanol (Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland) gesäubert.

Die Probenzähne wurden im Konter repositioniert, auf die Wurzeloberfläche wurde das dünnfließende, angemischte Autopolymerisat Palladur (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) aufgetragen und im Drucktopf polymerisiert. Es folgte ein erneutes Anstrahlen der mit dem Palladur benetzten Wurzeloberfläche.

Anschließend wurde das Mollosiladhäsiv (LOT 02440; DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland) mit einem Pinsel in die Kavität aufgetragen und vorsichtig verblasen.

Die Kavität wurde zu einem Viertel mit Mollosil (LOT 190801/200201; DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland) aufgefüllt und die Probe wurde mit Hilfe des Konters in die Kavität repositioniert. Der Mollosilüberschuss wurde nach Aushärten vorsichtig mit einem scharfen Skalpell entfernt.

Der Silaplast-Konter wurde durch Verwendung eines scharfen Skalpells durchtrennt und dann entfernt. Die Einbetthöhe der Proben wurde kontrolliert und konnte durch das Beschleifen der Einbettmasse nochmals verändert werden.

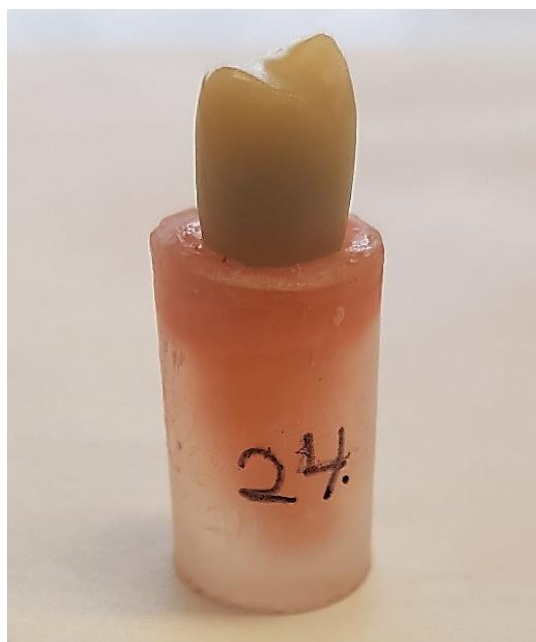


Abb. 22: Probenkörper nach Einbettvorgang

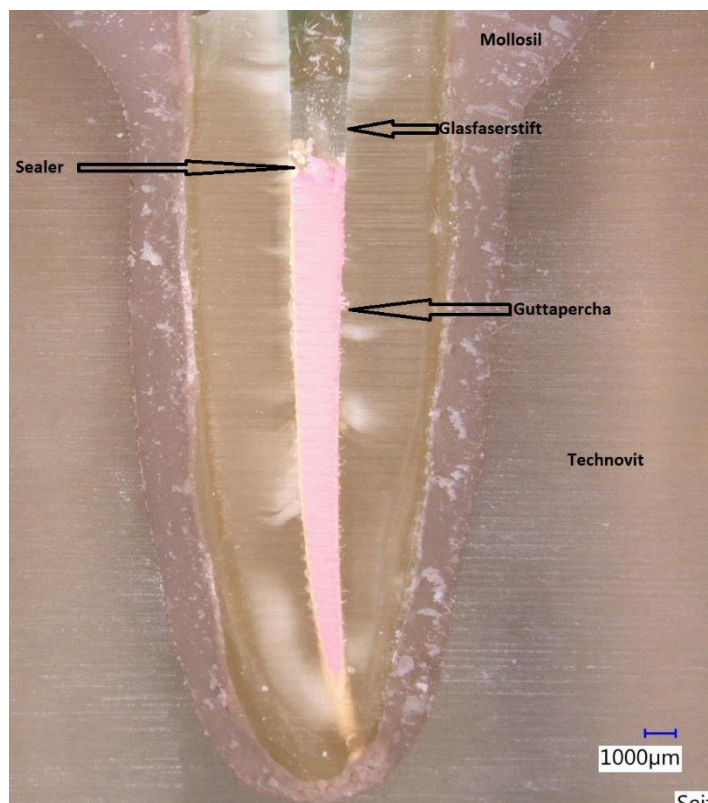


Abb. 23: Schliffbild der Probenkörper (Stiftsystem NTI TopHead) nach Einbettvorgang

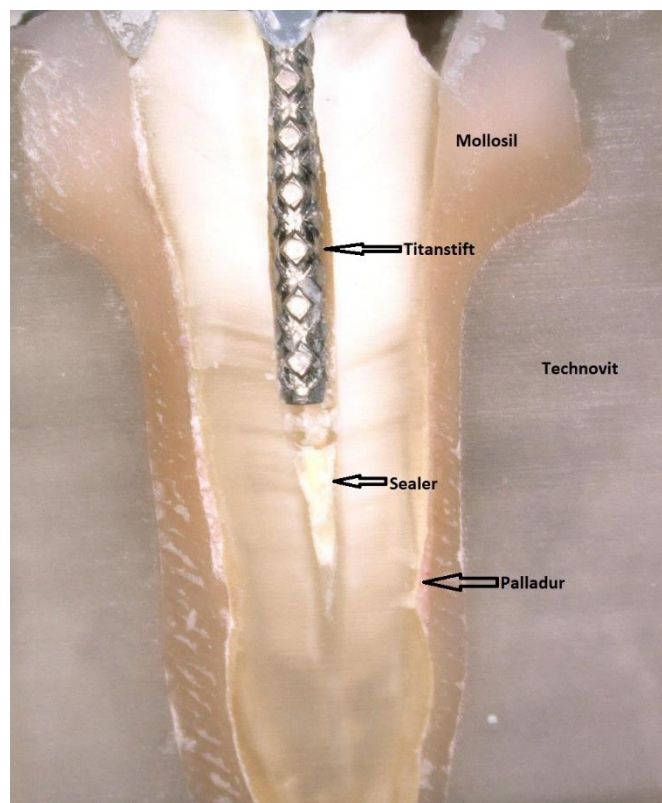


Abb. 24: Schliffbild der Probenkörper (Stiftsystem ParaPost XH) nach Einbettvorgang

5.3.6 Thermozyklische Alterung und mechanische Belastung der Zähne

Ziel dieses Vorgangs war eine Tragedauer von 5 Jahren zu simulieren, die sich sowohl in der mechanischen Belastung der Proben als auch in den thermozyklisch wechselnden Verhältnissen widerspiegeln sollte. Hierbei sind nach ROSENTRITT et al. (1997) jeweils 6000 Wechselzyklen für 2 min mit wechselnden Temperaturen einmal von 5 °C und von 55 °C notwendig, um die oralen Temperaturschwankungen von 5 Jahren ex vivo zu simulieren. Diese Temperaturunterschiede wurden durch Umspülen der Proben mit entionisiertem Wasser mit Temperaturen von 5 °C und 55 °C erzeugt. Gleichzeitig erfolgte eine mechanische Belastung mit einem Prüfkörper, welcher mit einer Frequenz von 1,5 Hz und einer Kraft von 50 N im Winkel von 30° zu der Zahnachse die Proben belastete. Dabei wurden 1,2 Millionen Kauzyklen durchgeführt, welche die Tragedauer von 5 Jahren entspricht [ROSENTRITT et al. (1997)]. Der Prüfkörper traf bei dem Vorgang im 150° Winkel zur Tischebene in Richtung bukkalen Höcker zeigend in die Zentralfissur der Kronen, um seitlich entstehende Scherkräfte, die durch den Antagonisten bei Laterotrusion verursacht werden, zu simulieren, und für das Stiftsystem den höchsten Belastungsstress darstellen. Der Abstand zwischen Stempel und Zahnkrone betrug dabei 4 mm. Um ein Verrutschen der Proben während der

Belastung zu vermeiden, wurden diese mit ihren Kunststoffsockeln in den Probenhaltern des Kausimulators fixiert.

Der verwendete Kausimulator (EGO, Regensburg, Deutschland) besitzt ein pneumatisches System mit acht Probenkammern, in denen Kraft und Temperatur reguliert und kontrolliert werden. Um daher nach der sechsmonatigen Einlagerung weiterhin annähernd gleichmäßige Lagerungsverhältnisse der Proben innerhalb der unterschiedlichen Gruppen zu erreichen, wurde bei jedem Durchgang im Kausimulator eine Probe aus mindestens einer Gruppe verwendet, um eine unterschiedlich lange Feuchtlagerung der Proben nach Zementieren zu umgehen.

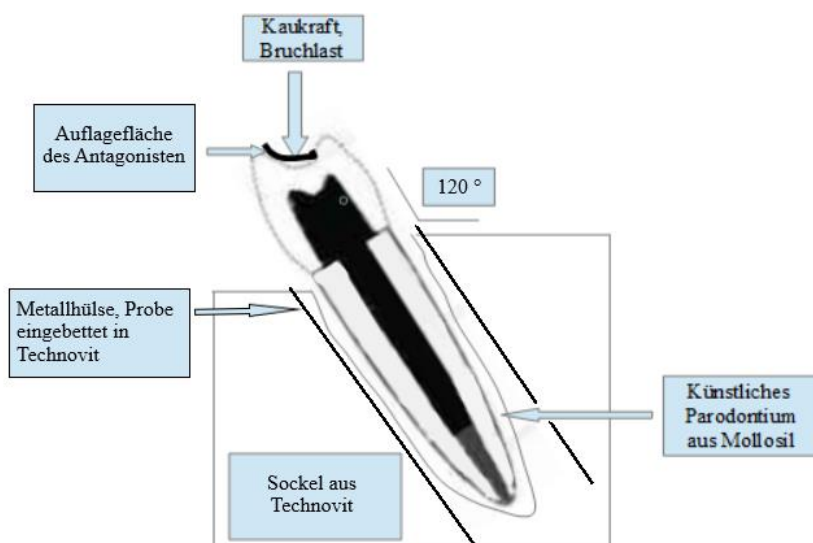


Abb. 25: Skizze der Anordnung der Probe für die thermomechanische Belastung



Abb. 26: Einbetten der Probe für die thermomechanische Belastung

5.3.7 Bruchfestigkeitsprüfung

Nach thermozyklischer Alterung der Proben wurde die Bruchfestigkeit der Zähne mithilfe der Universalprüfmaschine Zwick (Zwick 1446, Ulm, Deutschland) getestet.

Von jeder Probe wurden zwei Röntgenbilder angefertigt, einmal vom vestibulär-oralen und einmal vom mesial-distalen Bereich, um eventuell vorhandene Frakturen im Dentin, im Stiftsystem oder eine Entkoppelung des Stift-Stumpf-Aufbaus darzustellen. Diese wurden notiert und Proben mit bereits vorhandenen Kronen- oder Wurzelrissen oder Stiftfrakturen wurden nicht in den Bruchbelastungstest aufgenommen.

Die Belastungsrichtung des Prüfkörpers wurde aus der thermozyklischen und mechanischen Belastungssimulation entsprechend übernommen. Die eingebetteten Proben wurden hierbei ohne die Metallhülse in einer Haltevorrichtung fixiert, der Winkel zwischen Prüfkörper und Tischebene betrug hierbei 135° (Abb. 22).

Die Fixierung der Proben auf dem Objektisch erfolgte mit Rändelschrauben. Zwischen Prüfkörper und Stempel wurde eine 0,3 mm dicke Zinnfolie gelegt, um eine gleichmäßige Kraftübertragung ohne Entstehung von Spannungsspitzen zu erzielen. Die angewendete Kraft und der zurückgelegte Weg des Prüfkörpers wurde bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min gemessen.

Kam es zu einem Kraftabfall von 40 % des momentanen Wertes, erkannte die Maschine automatisch die Fraktur des Prüfkörpers und wertete folglich die Probe aus.

Bei Frakturen in der Keramik kam es nicht zu einem sofortigen Kraftabfall und diese konnten durch negative Ausschläge des Graphen im Simulationsprogramm wahrgenommen werden.



Abb. 27: Anordnung der Probe für die Bruchfestigkeitsprüfung (ohne Zinnfolie)

5.3.8 Einteilung in Frakturgruppen

Die Probekörper wurden unter mikroskopischer Vergrößerung im Stereolichtmikroskop einmal nach Frakturen und Defekte nach dem Bruchtest untersucht.

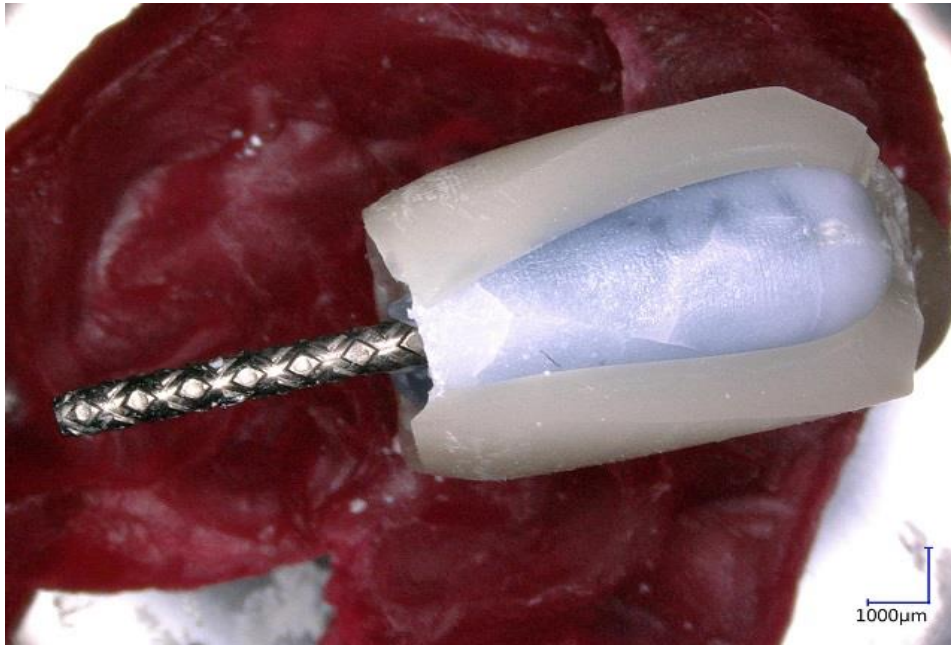


Abb. 28: Fraktur der Krone (Stiftsystem ParaPost XH)



Abb. 29: Längsfraktur eines Probezahns bis zur Wurzelspitze (Stift NTI TopHead)



Abb. 30: Fraktur im Bereich des TopHeads des NTI-Glasfaserstiftes

Die Frakturmuster wurden in 4 Gruppen aufgeteilt:

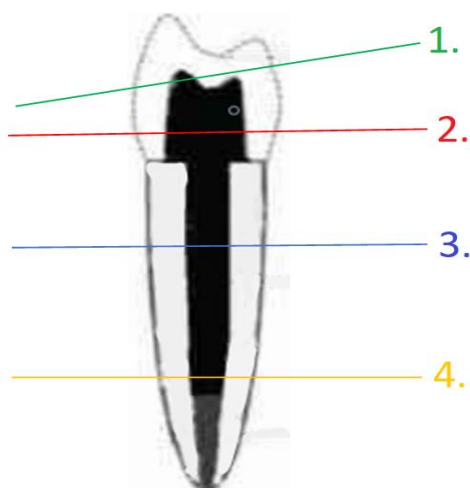


Abb. 31: Einteilung in Frakturgruppen

1. *Fraktur im Ferrule/ im Komposit oder Krone [restaurierbar]*
2. *Fraktur im ersten oberen Wurzeldrittel bis zur Kronengrenze reichend [nicht restaurierbar]*
3. *Fraktur im mittleren Wurzeldrittel (mindestens 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze) [nicht restaurierbar]*
4. *Fraktur im apikalen Wurzeldrittel [nicht restaurierbar]*

5.3.9 Selektion der Proben für die Untersuchung

Ziel der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung war es, die unterschiedlichen Bruchflächen im Rahmen einer Fraktographie zu überprüfen und einen Querschnittsflächenvergleich hinsichtlich der beiden verwendeten Stiften durchzuführen, um eine Bewertung über den vorliegenden Schadensmechanismus, den Ausgangspunkt und den Verlauf der Fraktur zu ermöglichen. Nach der Bruchlastprüfung erfolgte eine Selektion der Proben. Die Selektion der Proben erfolgte nach folgenden Kriterien: Es wurden jeweils die Proben mit den minimalen, medianen und maximalen Frakturwerten für die mikroskopische Untersuchung aus den sechs Probengruppen herausgesucht; zusätzlich wurden Proben gesucht, die ein stark abweichendes Frakturmuster zu der restlichen Gruppe aufwiesen.

Die anschließend durchgeführte lichtmikroskopische Untersuchung (8-fache Vergrößerung) diente dazu, eine Übersicht zu gewinnen, um dann gezielt Bereiche im Rasterelektronenmikroskop einheitlich untersuchen zu können. Vor der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mussten die Proben noch getrocknet werden, um alle Feuchtigkeitsrückstände auf der Oberfläche der Proben zu beseitigen. Der Trocknungsprozess der Proben erfolgte in 5 verschiedenen Konzentrationen von Ethanol (Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland), um eine zu starke Rissbildung im Dentin durch ein zu schnelles Trocknen zu vermeiden. Dafür wurden die Proben für jeweils

24 Stunden in 25 %, 50 %, 70 %, 96 % und dann 100 % Ethanol eingelegt. Eine darauffolgende Trocknung im Exsikkator für 24 Stunden sorgte dafür, dass das Ethanol aus den Proben entweichen konnte. Hiermit war der Trocknungsprozess abgeschlossen und sie konnten für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung vorbereitet werden. Die Proben wurden auf einen Objektträger fixiert und konnten anschließend untersucht werden. Bei schlechtem Kontrast der Versuchskörper im Rasterelektronenmikroskop wurden die Oberfläche der Proben im Vorfeld mit einer dünnen Schicht Graphit benetzt. Dafür wurden sie in dem MED 010 (Balzers Union) unter Vakuum gesetzt, anschließend kam es durch Erhöhung der Spannung in dem eingespannten Graphitband zum Herauslösen von Graphitpartikeln. Bei Erreichen der notwendigen Spannung glühte das Graphitband kurz auf. Die Schutzvorrichtung, die Probenkörper und das Graphit voneinander trennte, wurde entfernt und die Graphitpartikel konnten die Oberfläche der Proben dünn beschichten.

6. Ergebnisse

6.1 Ergebnisse der Versagensverteilung in der Kausimulation

Es erfolgte eine numerische Analyse der im Kausimulator frakturierten Proben. Hierbei wurden Frakturen innerhalb der klinischen Kronen und/oder der Wurzel/des Stiftsystems als Versagen (Weiterverwendung der Proben nicht möglich) definiert. Um dies feststellen zu können, wurde jede Probe wie in 5.3.7 beschrieben geröntgt. Frakturierte Proben wurden nicht weiter in der Universalprüfmaschine Zwick bis zum Bruch belastet.

(1.)

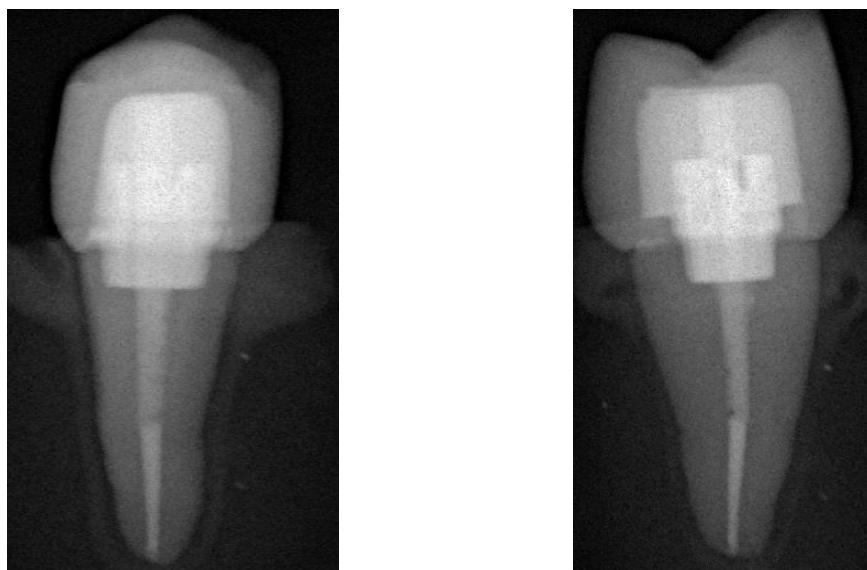


Abb. 32: Röntgenbilder der NTI TopHead Glasfaserstift nach Kausimulation (1.) mit Ferrule-Präparation

Insertionslänge 8mm;

links: von oral vestibulär; rechts: von mesial distal

(2.)

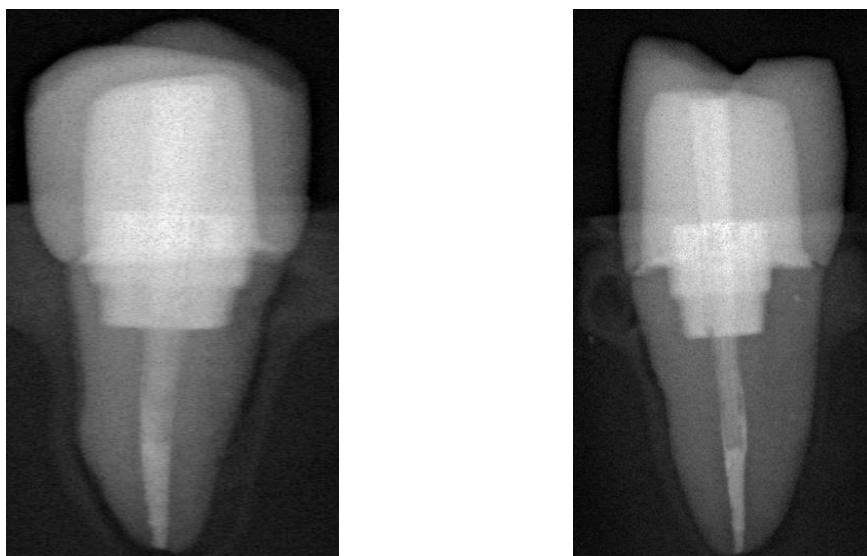


Abb. 33: Röntgenbilder der NTI TopHead Glasfaserstift nach Kausimulation (2.) ohne Ferrule Präparation

Insertionslänge 8mm;

links: von oral vestibulär; rechts: von mesial distal

(3.)

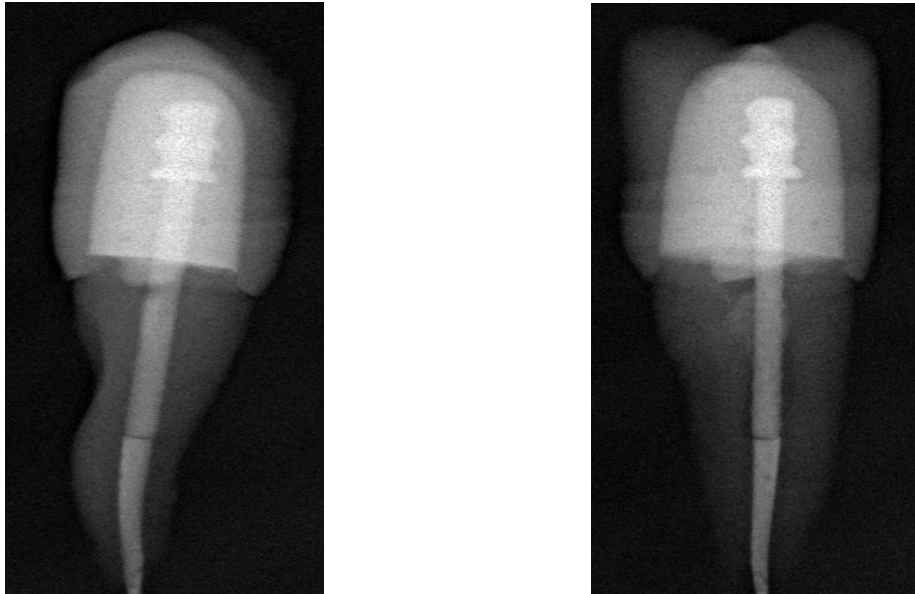


Abb. 34: Röntgenbilder der ParaPost XH Titanstift nach Kausimulation (3.) mit Ferrule-Präparation

Insertionslänge 7mm;

links: von oral-vestibulär; rechts: von mesial-distal

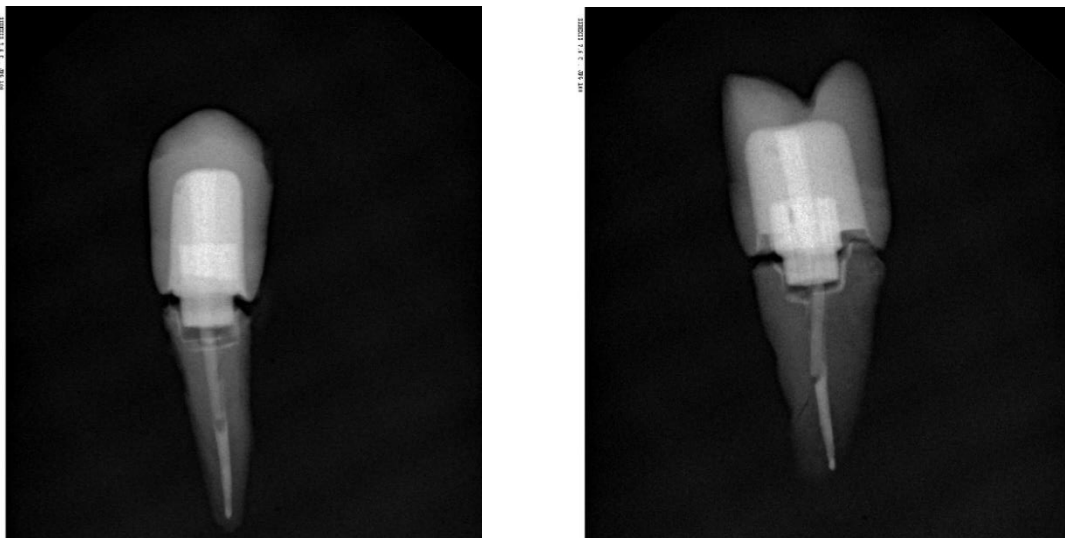


Abb. 35: Adhäsives Versagen des Aufbaus

Röntgenbilder nach der Kausimulation,

Entkopplung des Kronen-Stift-Stumpf-Aufbaus von der Wurzel

links: von oral-vestibulär; rechts: von mesial-distal

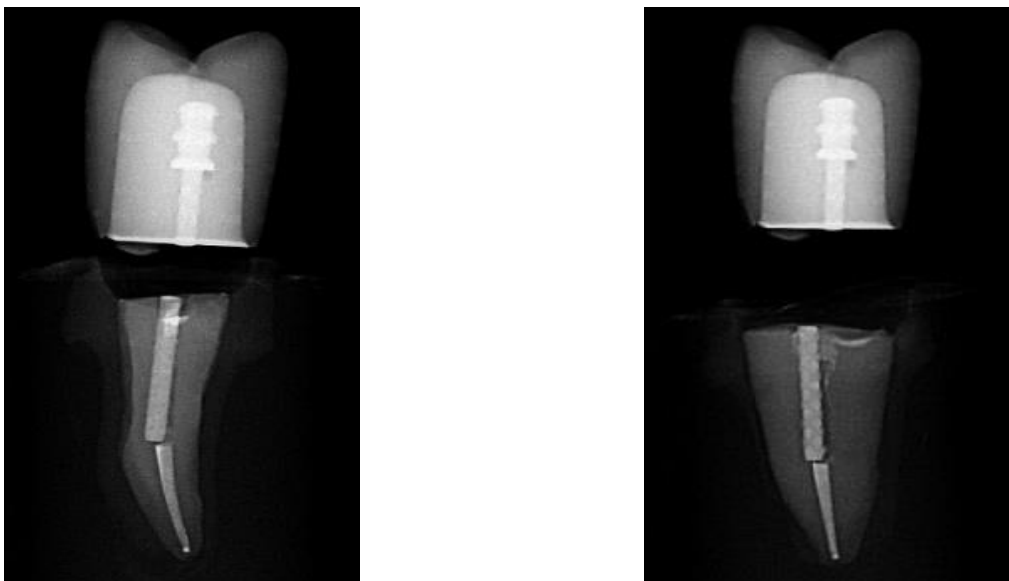


Abb. 36: Stiftfraktur des ParaPost XH nach der Kausimulation

Stiftfraktur bei den ParaPost Titanstift XH ohne Kronenfraktur nach der Kausimulation

links + rechts: von mesial-distal

Versagensaufkommen in der Kausimulation			
		Gesamt	Versagen während Kausimulatorbelastung (Anzahl)
Gruppen	1. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 6 mm IL*, 0,5 mm DM**)	12	2
	2. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	12	0
	3. Titanstift ParaPost: (mit Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	12	3
	4. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM)	12	0
	5. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	12	0
	6. Titanstift ParaPost: (ohne Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	12	4
	Gesamt	72	9

*IL= Insertionslänge, **DM= Durchmesser

Tab. 6: Versagensaufkommen in der Kausimulation in Abhängigkeit von Versuchsgruppe

6.2 Ergebnisse der maximalen Belastbarkeit

Es wurden hierbei nur die Proben ausgewertet, die in der Zwick frakturiert sind, da sonst alle in dem Kausimulator frakturierte Proben mit 50 N als Minimalwert der jeweiligen Gruppe hätten notiert werden müssen.

Ergebnisse des Bruchversuches					
		Medianwert (N)	Min (N)	Max (N)	Anzahl N
Gruppen	1. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 6 mm IL*, 0,5 mm DM**)	221	157	712	10
	2. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	285	92	687	12
	3. Titanstift ParaPost: (mit Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	281	118	571	9
	4. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM)	220	82	403	12
	5. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	225	99	502	12
	6. Titanstift ParaPost: (ohne Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	312	169	403	8

*IL= Insertionslänge, **DM= Durchmesser

Tab. 7: Median-, Minimal- und Maximalwerte für alle Versuchsgruppen (N):

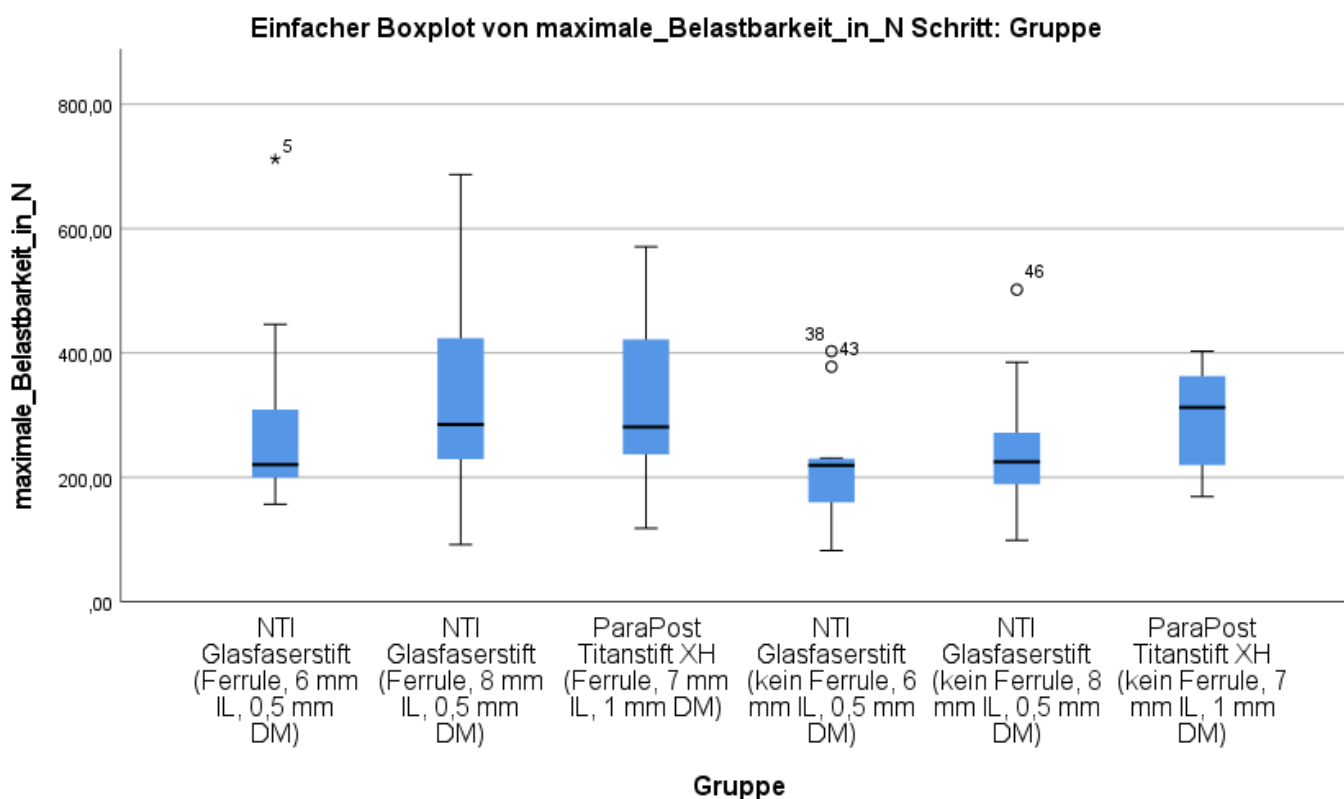


Abb. 37: Visualisierung der maximalen Belastbarkeit der verschiedenen Gruppen mit Hilfe eines Boxplots

Anhand der Tabelle bzw. des Boxplots ist gut zu erkennen, dass ein vergleichbarer Medianwert in Bezug auf die maximale Belastbarkeit (Fmax in N) zwischen allen Gruppen vorliegt. Nur die Gruppe 2 (Median 285 N) und die beiden Vergleichsgruppen 3 und 6 (Median 281 N und 312 N) weisen leicht erhöhte Werte im Vergleich zu den restlichen Gruppen auf. Auffallend sind die nach oben streuenden Werten von Fmax in Gruppe 2 und 3, sodass auch Werte von 400 N bei einigen Proben beobachtet werden konnten. Der in dieser Untersuchung maximal erreichte Bruchwert liegt in Gruppe 1 bei 712 N. Bei den restlichen Gruppen ist eine relative homogene Verteilung von Fmax zu erkennen. Auch der durchgeführte Kruskal-Wallis-Test ($p = 0,215$) bestätigte, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vorlag ($p > 0,05$). Der paarweise Vergleich der Gruppen untereinander durch den Mann Whitney U-Test ($p > 0,05$) bestätigte das Ergebnis. Ein p-Wert knapp unter 0,05 lag beim Mann Whitney U-Test zwischen Gruppe 2 und 4 vor, bei den restlichen Gruppenvergleiche war der p-Wert $> 0,05$. Die Nullhypothese kann also nicht verworfen werden (ausgenommen zwischen Gruppe 2 und 4), dementsprechend gibt es keine signifikanten Unterschiede der Messwerte zwischen den Gruppen.

6.3 Ergebnisse der Frakturmuster

6.3.1 Frakturmusteranalyse

Für die Frakturmusteranalyse wurden alle Probenkörper herangezogen, unabhängig davon, wann diese frakturiert sind. Des Weiteren wurde in restaurierbare (Gruppe 1) und nicht-restaurierbare (Gruppe 2 - 4) Frakturmuster unterteilt. Frakturen, die also ca. 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenzen lokalisiert waren, wurden als nicht-restaurierbar klassifiziert.

Frakturmusteranalyse							
			1.	2.	3.	4.	Ges.
Gruppen	1. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM)	Anzahl	2	10	0	0	12
	2. NTI-Glasfaserstift: (mit Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	Anzahl	1	5	3	3	12
	3. Titanstift ParaPost: (mit Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	Anzahl	12	0	0	0	12
	4. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM)	Anzahl	0	10	2	0	12
	5. NTI-Glasfaserstift: (ohne Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM)	Anzahl	1	9	2	0	12
	6. Titanstift ParaPost: (ohne Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM)	Anzahl	12	0	0	0	12
	Gesamt		28	34	7	3	72

Tab. 8: Frakturmusteranalyse innerhalb der Versuchsgruppen

*IL= Insertionslänge, **DM= Durchmesser

Spalteneinteilung:

1. Fraktur im Ferrule/ im Komposit oder Krone,
2. Fraktur im ersten zervikalen Wurzelf Drittel,
3. Fraktur im mittleren Wurzelf Drittel,
4. Fraktur im apikalen Wurzelf Drittel

6.3.2 Visuelle Darstellung der beobachteten Frakturmuster

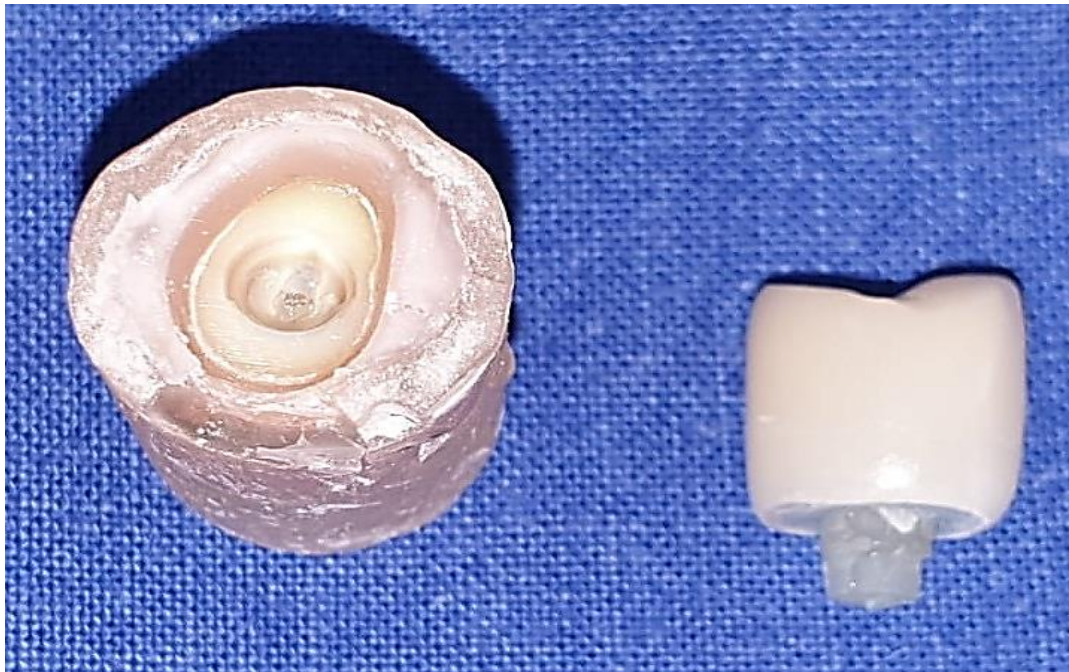


Abb. 38: (1.) Fraktur im Ferrule/ im Komposit oder Krone (mit Stiftfraktur)

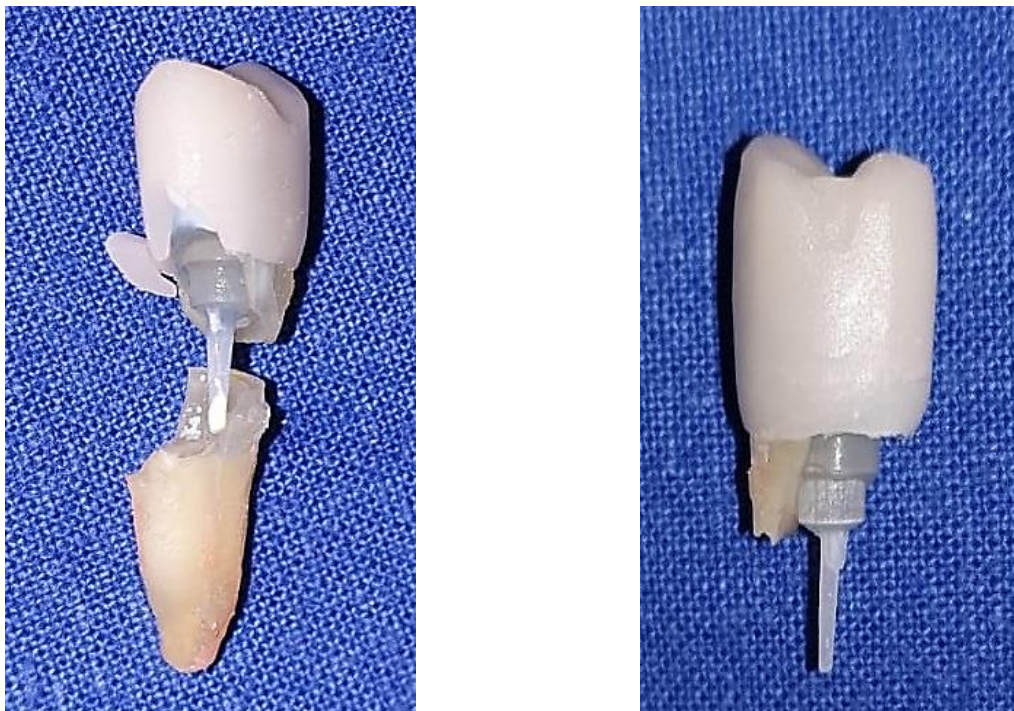


Abb. 39: (2.) Fraktur im ersten zervikalen Wurzel Drittel (links: mit Kronenfraktur)



Abb. 40: (3.) Fraktur im mittleren Wurzel Drittel



Abb. 41: (4.) Fraktur im apikalen Wurzel Drittel

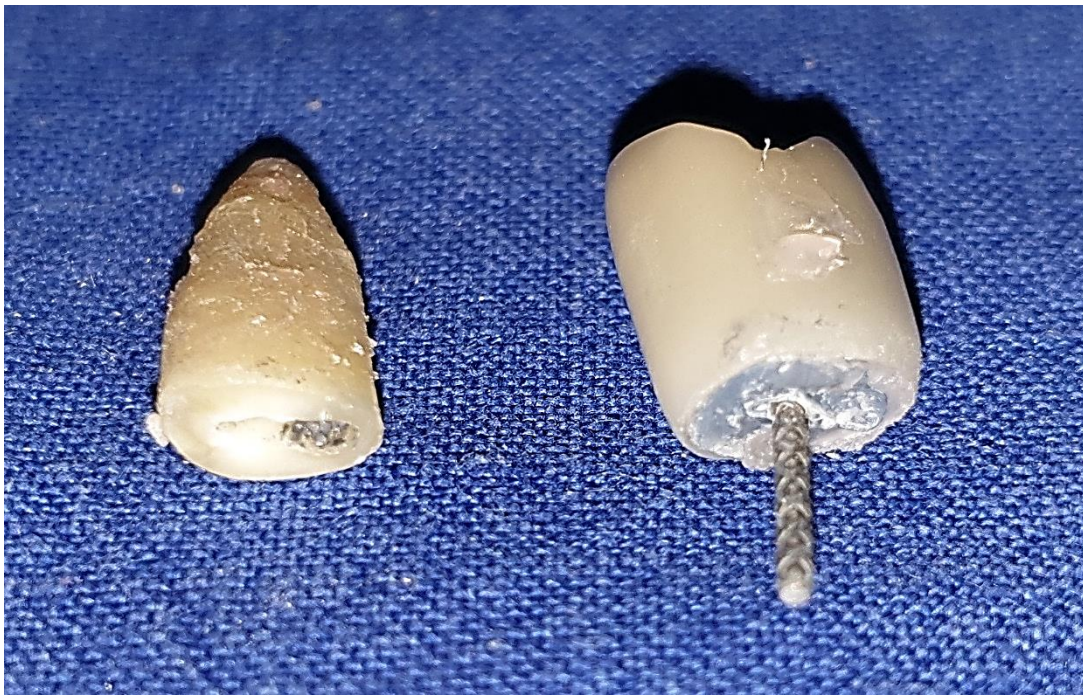


Abb. 42: Typische Dezementierung der ParaPost XH Titanstift

Frikionsverlust des Titanstiftes mit Dezementierung im Übergang Ferrule/ im Komposit oder Krone

Wie Tabelle 8 zu entnehmen ist, kam es häufig bei den NTI TopHead Glasfasersystem zur Fraktur im zervikalen Wurzel Drittel der Glasfaserstifte unterhalb des TopHeads, eine Fraktur der Glasfaserstifte wurde sehr selten beobachtet. Wenn aber eine Fraktur der Glasfaserstifte vorlag, wurden bei der mikroskopischen Untersuchung im Frakturspalt des Stiftsystems einzelne parallel verlaufende Glasfaser des NTI-Glasfaserstiftes sichtbar.



Abb. 43: Verlauf der Glasfaser im Frakturspalt (Aufspaltung sichtbar)

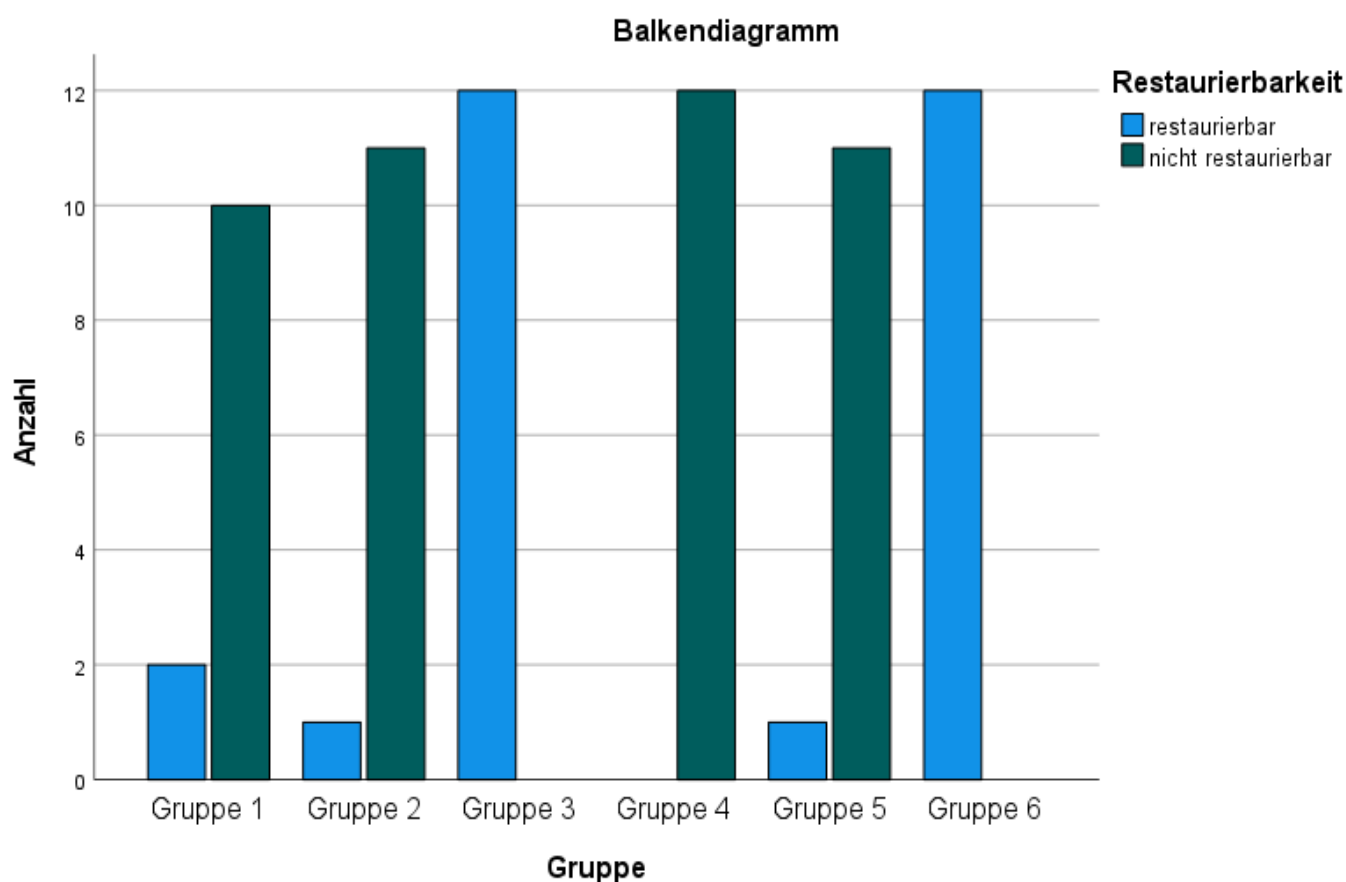
Die Spitze des Glasfaserstiftes verblieb hierbei, verankert in der Kompositschicht des Rebuilda DCs, im Wurzelkanal. Bei Gruppe 2 wich das Frakturmuster von den restlichen Gruppen ab, da hier vermehrt Proben beobachtet worden sind, die im mittleren oder apikalen Wurzel Drittel frakturiert sind.



Abb. 44: Frakturierte Spitze des NTI-Glasfaserstiftes (verankert in der Kompositschicht des Rebuilda DCs)

Bei den ParaPost Titanstiften XH wurde immer eine Dezementierung des Stiftsystems gemeinsam mit dem Aufbau und der Krone beobachtet. Bei Gruppe 3, in der eine Ferrule-Präparation erfolgt ist, frakturierte zusätzlich häufig die Kronen.

6.3.3 Grafische Darstellung der Verteilung von (nicht-) restaurierbaren Frakturen



x-Achse: Gr.1= NTI-Glasfaserstift: mit Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM
 Gr.2= NTI-Glasfaserstift: mit Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM
 Gr.3= Titanstift ParaPost: mit Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM
 Gr.4 = NTI-Glasfaserstift: ohne Ferrule, 6 mm IL, 0,5 mm DM
 Gr.5= NTI-Glasfaserstift: ohne Ferrule, 8 mm IL, 0,5 mm DM
 Gr.6= Titanstift ParaPost: ohne Ferrule, 7 mm IL, 1 mm DM
 *IL= Insertionslänge, **DM= Durchmesser

y-Achse: Anzahl der Probenzähne pro Gruppe

Abb. 45: Darstellung der Verteilung von restaurierbaren/nicht restaurierbaren Frakturen

6.4 Ergebnisse der Rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung

Bei der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung wurden vor allem die Grenzflächen zwischen Dentin/Komposit/Stiftsystem untersucht. Bei den ParaPost XH Titanstiften konnten bei der Untersuchung keine Mikrofrakturen auf der Oberfläche detektiert werden, die Schliffacetten, die an der Oberfläche durch den Herstellungsprozess entstanden sind, wurden

aber hierbei deutlich sichtbar. An der Außenseite der Titanstifte war zusätzlich ein homogenes Korngefüge zu erkennen. Auch das Diamant-Retentions-Design der ParaPost XH Titanstifte war auf der Oberfläche bei der Untersuchung erkennbar.

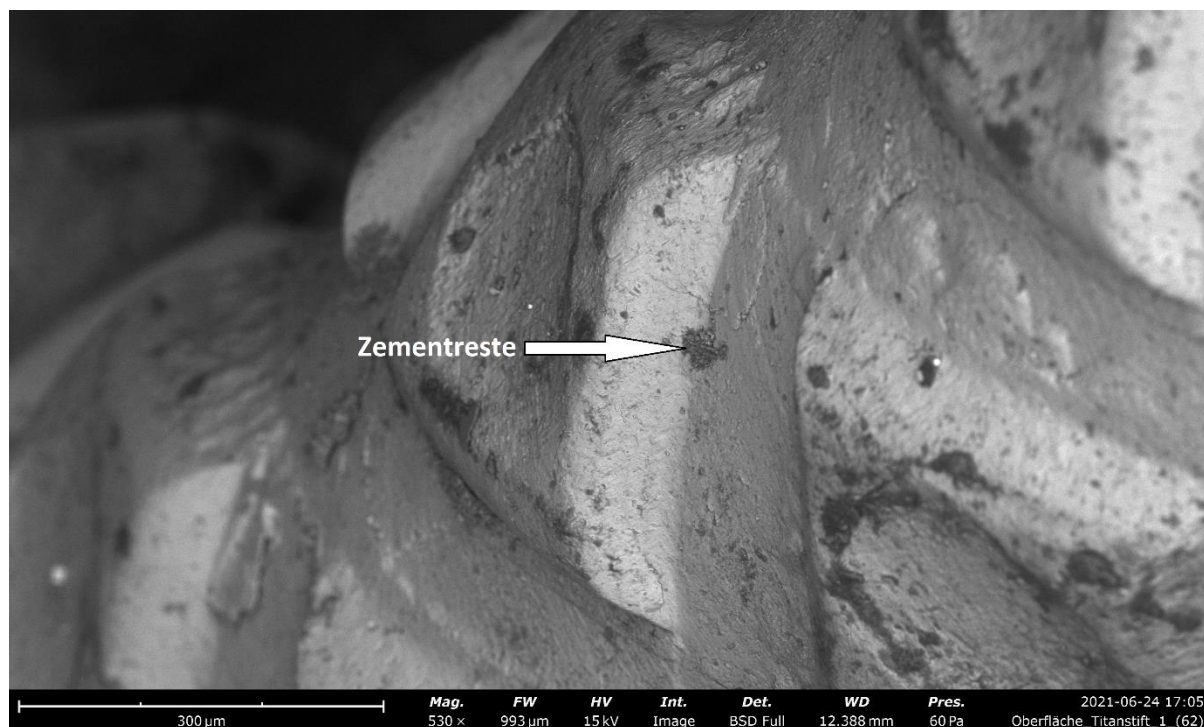


Abb. 46: Oberfläche des Titanstiftes

Übersichtsaufnahme über die Oberfläche der ParaPost XH Titanstifte, zu erkennen sind: einzelne Zementreste auf der Oberfläche (gräuliche Punkte) und das Diamant-Retentions-Design auf der Oberfläche

Bei Fraktur des NTI-Glasfaserstiftes wurden einzelne Glasfaser im Frakturspalt sichtbar, vor allem im Randbereich, zusätzlich lag eine Fraktur des Stiftsystems, meist gekoppelt mit einem Versagen des Rebuilda DCs (Komposit), vor. Frakturen im TopHead wurden bei keiner der untersuchten Proben sichtbar, vielmehr versagte das Rebuilda DC oder es wurden zervikalen Wurzelfrakturen sichtbar.

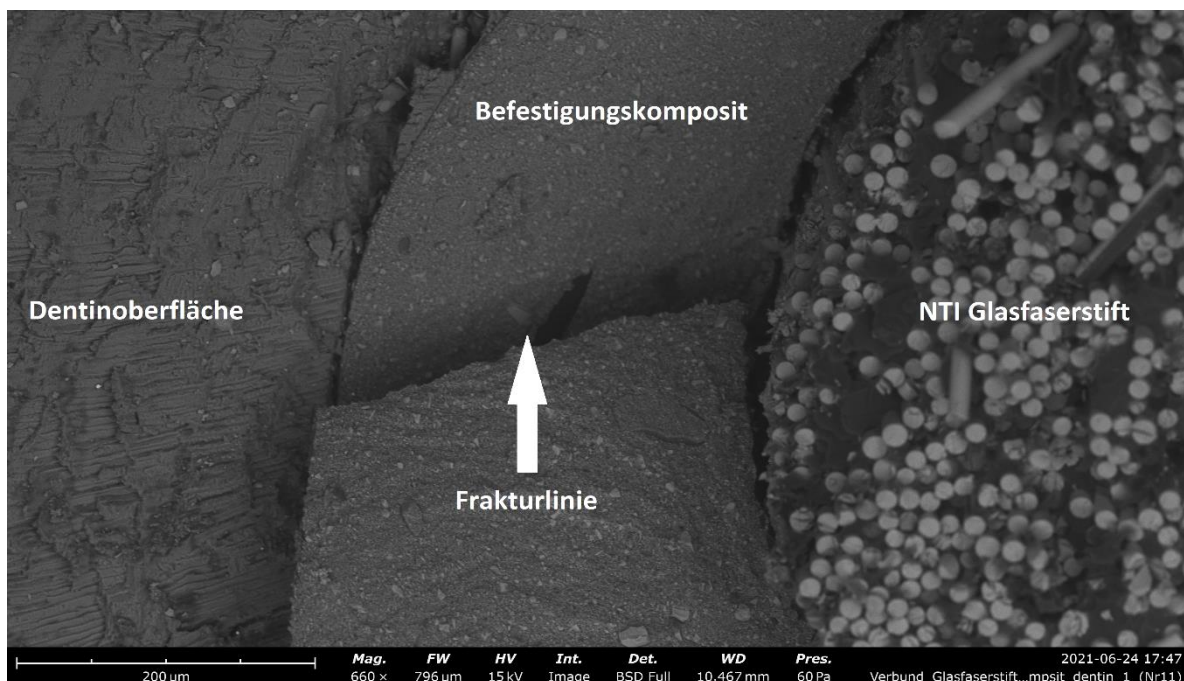


Abb. 47: Fraktur des Rebinda DCs

Übersichtsaufnahme an der Grenzschicht zwischen Glasfaserstift und Dentin;
die dargestellten Schichten

v. r. n. l.: NTI-Glasfaserstift mit einzelnen Glasfasern
das Befestigungskomposit (Rebinda DC) mit einer Frakturlinie
Dentinoberfläche

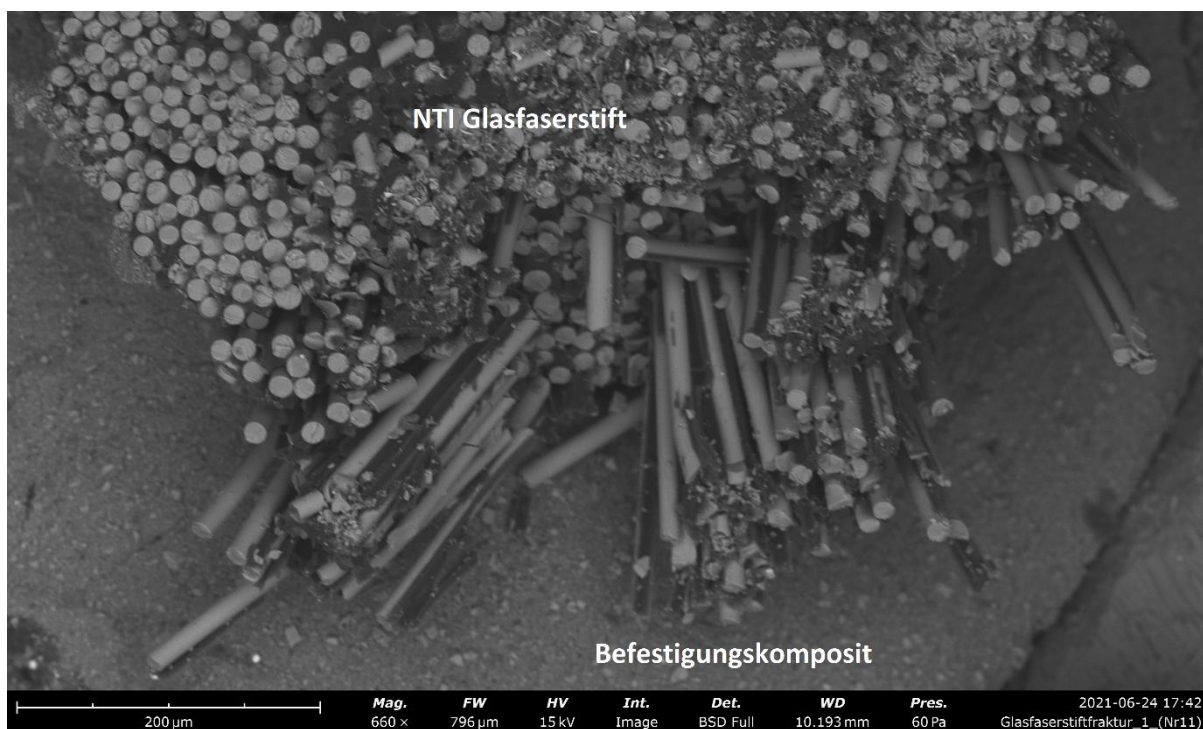


Abb. 48: Querfraktur eines NTI-Glasfaserstiftes

Darstellung von einzelnen querfrakturierten Glasfasern im Randbereich des Frakturspalt des Glasfaserstiftes

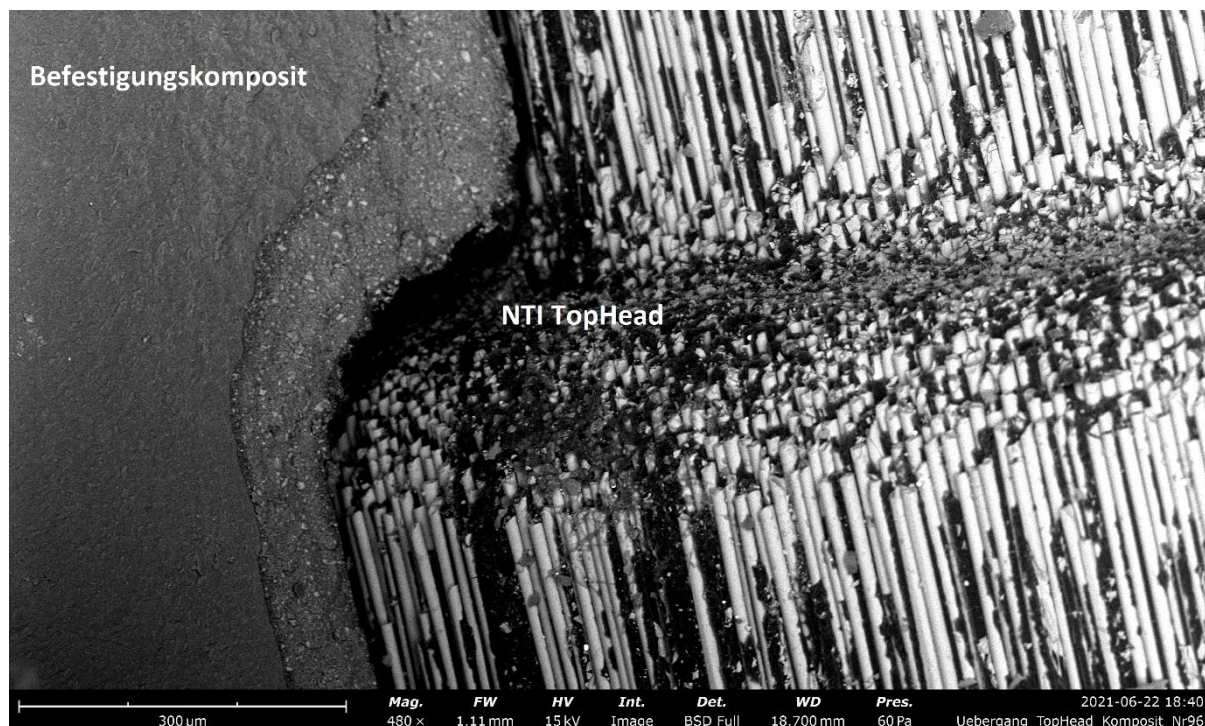


Abb. 49: Faserverlauf des NTI TopHeads (eingebettet in Rebuilda DC)

Übersichtsaufnahme an der Grenzschicht TopHead und Befestigungskomposit,

rechts: Angeschnittene Glasfaser des NTI TopHead,

links: Oberfläche des Befestigungskomposit an der Oberfläche des NTI TopHeads

Bei dem NTI TopHead und Glasfaserstift sind im Rasterelektronenmikroskop die parallel angeordneten Fasern sichtbar, die in einer ungefüllten Polymermatrix eingebettet sind. Im Randbereich sind angeschnittene Fasern zu erkennen. Eine Ummantelung des Stiftes oder des TopHeads ist nicht zu erkennen. Bei Versagen des Stiftsystems liegt meist eine zentrale Fraktur mit Begleitfrakturen vor.

7. Diskussion

7.1 Aussagekraft von In-vitro-Untersuchungen

Vor klinischer Anwendung von dentalen Materialien sollten In-vitro-Untersuchungen durchgeführt werden, damit die Werkstoffeigenschaften geprüft werden, bevor anwendungsbezogene Untersuchungen stattfinden. Infolge der komplexen oralen Verhältnisse ist es schwierig, eine genaue Darstellung dieser Bedingungen in In-vitro-Untersuchungen zu realisieren, sodass infolge der abweichenden Gegebenheiten nur eine Einschätzung über Materialpotenzial in In-vitro-Untersuchungen erfolgen kann. Folglich können diese Untersuchungen nur als ein Modell gesehen werden [GALE M (1999)], die nicht mit der Aussagekraft von klinischen Langzeitstudien ersetzt werden können.

7.2 Diskussion der Methodik

7.2.1 Zahnauswahl und Gruppeneinteilung

Das vorliegende Studiendesign entspricht einem Standardverfahren für die Überprüfung von restaurativen Therapieverfahren, bei dem extrahierte menschliche Zähne verwendet worden sind. Die Nutzung von industriell angefertigten Kunststoffzähnen stellte infolge der immer gleichbleibenden anatomischen Form im Vergleich zum Echtzahn auch eine Alternative dar, die schwierige Übertragung der biomechanischen Eigenschaften auf den menschlichen Zahn ist hierbei nachteilig [GATEAU P. (1999)]. Das spiegelt sich in den bei Dentin vorliegenden, unterschiedlichen Elastizitätsmoduln wider, welche mit Kunststoffzähnen nur schwierig simuliert werden können. Zusätzlich ist der adhäsive Verbund zu einem Kunststoffpolymer nicht vergleichbar mit dem zu Schmelz und Dentin, da das Adhäsiv eine Bindung über in beiden Medien enthaltenen Methacrylaten eingeht [ROSENTRITT et al. (2000b)]. Das Bruchmuster nach ROSENTRITT et al. (2009b) von künstlichen Zähnen ähnelt dem von Echtzähnen. Tierische Echtzähne weisen dagegen mit dem humanen verglichen ähnliche biomechanische Eigenschaften auf, können aber, infolge ihrer deutlich vergrößerten Anatomie zu menschlichen Zähnen, nur begrenzt verwendet werden. Eine Studie wies auch darauf hin, dass die Scherhaftfestigkeit adhäsiver Materialien auf Schmelz bei Rinderzähnen und humanen Zähnen nicht signifikant unterschiedlich war, allerdings gab es deutliche Diskrepanzen hierbei beim Dentin [LOPES (2003)].

Echtzähne zeichnen sich durch eine abweichende Lokalisation und die Größe ihrer Pulpakammer aus, zusätzlich liegen Wurzelkanalkonfigurationsunterschiede und ein veränderter Mineralisierungsgrad innerhalb der Proben vor [FERNANDES AS (2001)].

Das Sammeln defektfreier Echtzähne stellt eine weitere Herausforderung dar, da für die Zahnextraktion eine strenge Indikationsrichtlinie vorliegt, sodass viele dieser Zähne bereits einer Vorschädigung unterliegen. Mit zunehmendem Alter des Patienten kommt es zu einer physiologischen Veränderung der Zahnhartsubstanz, welches zu einer Zunahme der Dicke des peritubulären Dentins mit Abnahme der Durchmesser der Dentintubuli führt. Dies wiederum sorgt für eine herabgesetzte Dentinpermeabilität und kann in einer verstärkten Dehydration des Zahnes münden [AROLA und REPROGEL (2005)], welche eine verminderte Scherhaftfestigkeit der Wurzel hervorrufen kann.

Auch ist das Detektieren von Rissen bei Echtzähnen bei der Selektion trotz Verwendung von Vergrößerungsmedien fehlerbehaftet. Um eine Rissbildung durch Austrocknung der Proben nach der Extraktion zu vermeiden, ist daher ein antibakterielles Lagermedium notwendig. Hierbei finden unter anderem Thymol- und Kochsalzlösungen Verwendung, am häufigsten wird 1%iges Chloramin als Lagermedium benutzt. Die Proben, die in dieser Lösung gelagert wurden, erreichten in einer Studie, verglichen mit kürzlich extrahierten, und in keinem Medium gelagerten, Zähnen, ähnliche Haftfestigkeitswerte von Dentinadhäsiven [HALLER (1993)]. Bei Verwendung von Natriumhypochlorit (5,25 %) war der adhäsive Haftverbund vermindert [LEE et al. (2007)], auch wurde eine Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung [GOODIS et al. (1993)] der Proben nicht empfohlen.

Die in dieser Studie gewählten Prämolaren konnten durch Röntgenaufnahmen auf das Vorliegen von einem Kanal überprüft werden, sodass dadurch eine zu starke Unterscheidung in der Wurzelkanalanzahl und -morphologie vermieden werden konnte. Dadurch konnten auch Echtzähne aussortiert werden, deren Pulpenkammern zu stark ausgeprägt waren, um somit möglichst ähnliche anatomische Voraussetzung innerhalb der Probengruppen zu schaffen. Des Weiteren wurde eine verbesserte Vergleichbarkeit der unterschiedlichen großen Probenzähne durch Ermittlung des Schnittflächenprodukt erzielt, sodass eine gleichmäßige Verteilung der Proben zwischen den einzelnen Gruppen in Hinblick auf dieses Kriterium erfolgen konnte.

Problematisch stellte sich bei den Prämolaren die Wahl eines größeren Stiftdurchmesser bei Verwendung der NTI FiberMaster TopHead dar. Eine Versorgung der Prämolaren nur mit den NTI-Glasfaserstifte mit den Durchmessern von 0,9 mm bzw. 1,1 mm wäre möglich gewesen, sobald aber die Präparation des zervikalen Dentins für die Aufnahme des TopHeads für diese Größen erfolgte, kam es zur massiven Schädigung bzw. zur Perforation der zervikalen Wurzel, sodass diese Größen für Prämolaren ungeeignet sind.

7.2.2 Endodontische Behandlung

Das Ziel der endodontischen Behandlung war es, eine substanzschonende Aufbereitung der Wurzelkanäle zu erreichen. Die maschinelle Aufbereitung unterstützte dabei dieses Ziel, da durch geringeren Dentinabtrag, im Vergleich zur manuellen Aufbereitung, eine erhöhte Frakturresistenz erzielt wurde [LAMPP (2005)].

Ein erhöhter Anteil von verbliebener Zahnhartsubstanz minimierte das Frakturrisiko [AL-OMIRI M (2006)]. Die Gewebereste wurden während der Aufbereitung mit Natriumhypochloritlösung entfernt [BARTHEL (2006)]. EDTA (Ethylendiamintetraessigsäure) wurde hierbei zur Beseitigung der Schmierschicht, die aus Dentin, Bakterien und Pulparesten besteht, verwendet. Zusätzlich wird die Haftfestigkeit des verwendeten Etch-and-rinse-Adhäsivs bei Verwendung 1%ige Natriumhypochloritlösung verbessert [BITTER K (2013)]. Verunreinigungen im Kanallumen mit Sealer-, Debris- oder Guttapercharesten verminderten den adhäsiven Verbund bei Stiftzementierung [SERAFINO (2004)].

Durch Verwendung von Ethanol statt Chlorhexidin bei der finalen Spülung des Wurzelkanals wurde laut BITTER (2014) eine erhöhte Haftfestigkeit des Etch-and-rinse-Adhäsivs (Core-X flow) erreicht. Daher wurde ebenfalls bei dieser Studie final mit Ethanol vor Stiftsetzung gespült.

Die Anforderung an eine Wurzelkanalfüllung ist ein bakterien- und flüssigkeitsdichter Verschluss [WESSELINK (1995)], welcher durch die Verwendung von einer Wurzelkanalfüllpaste (Sealer) und einem dimensionsstabilen Kernmaterial erreicht wird. Dieses Kernmaterial kann aus Titan, Silber, Kunststoff oder Guttapercha bestehen und füllt infolge des irregulär geformten Wurzelkanals diesen nicht ganz homogen aus. Um aber einen wurzelkanaldichten Verschluss zu erzielen, wird zusätzlich der Sealer verwendet, welcher sich in diese irregulären Vertiefungen des Wurzelkanals festsetzt, und diesen somit auch bakteriendicht versiegeln kann.

Die in dieser Studie verwendete Zentralstifttechnik setzt einen möglichst runden Wurzelkanalquerschnitt voraus [ZIDAN O (1987)], sodass eine standardisierte, dem Instrument angepasste, Aufbereitung des Wurzelkanals erfolgen kann. Liegt ein zu irregulär geformter Wurzelkanal vor, sollte bevorzugt manuell gearbeitet werden, da hierbei besser gewährleistet wird, dass alle bakteriell kontaminierten Bereiche aufbereitet werden. Da aber im Vorfeld Probenzähne mit zu irregulär geformten Wurzelkanäle nach röntgenologischer Untersuchung aus den Versuchsreihen ausgeschlossen werden konnten, stellte die

Zentralstifttechnik in Kombination mit der maschinellen Aufbereitung ein gutes Verfahren dar.

7.2.3 Stiftinsertion

Das Ziel bei der Stiftinsertion ist es, eine ausreichende Retention des Stiftes zu schaffen und gleichzeitig eine bakteriendichte Versiegelung zwischen Stift und Wurzelkanal zu gewährleisten [WRBAS K (2006)].

Das wird durch einen kleinen Fugenspalt realisiert. Daher muss die Stiftbettpräparation mit dem vom Hersteller empfohlenen Präparationsbohrer durchgeführt werden, um nach dem Zementieren der Stifte eine möglichst gute Formkongruenz zwischen Stift und Wurzelkanalwand zu erreichen. Gleichzeitig sollte im apikalen Bereich 4 mm [NERGIZ (2004)] vom Wurzelfüllmaterial erhalten bleiben, um einen suffizienten apikalen Verschluss zu erreichen, und somit einer bakteriellen Kontamination des Wurzelkanals entgegenzuwirken [ABRAMOVITZ L (2001)]. Das Stiftende sollte dabei unterhalb des krestalen Niveaus liegen.

Auch wenn die In-vitro-Studie von FRANCO EB et al. (2014) gezeigt haben, dass unterschiedliche Stiftlängen bei glasfaserverstärkten Kompositstiften im Vergleich zu gegossenen Stiftaufbauten keine positiven Effekte auf das Belastungsmaximum hatten, war es Ziel dieser Studie, zu überprüfen, ob diese Aussage auch bei Glasfaserstiftsystemen mit angebrachtem Kopfteil gültig ist.

7.2.4 Verankerung von Stiftschrauben

Zusätzlich muss die Verankerung von Stiftschrauben nochmal differenziert werden. Grundsätzlich werden die meisten Schraubensysteme mit Hilfe ihres Gewindes in den Wurzelkanal eingeschraubt, weisen also eine aktive Verankerung auf. Mithilfe des selbstschneidenden Gewindes erfolgt ein Eindrehen des Stiftes in das Dentin des Kanals. Dabei entstehen dann Spannungsspitzen, die zu Frakturen im Wurzelkanal führen [GOODACRE 1994, ROLF et al. (1992), THORSTEINSSON et al. (1992)]. Bei konischen Schrauben ist diese Frakturgefahr 20-fach höher als bei zylindrischen [STANDLEE 1982], da durch die kontinuierliche Zunahme des Durchmessers der Schraube von apikal nach zervikal beim Einschrauben eine stärkere Keilwirkung auf das Dentin übertragen wird. Das BKS-Wurzelstiftsystem weist dagegen keine aktive Verankerung auf, da im Vorfeld mithilfe von formkongruenten Gewindeschneidern Gewindegänge in das Wurzelkandentin geschnitten werden. Zusätzlich helfen die BKS-Gewinde mit der Dekompressionsnut Spannungsspitzen zu vermeiden. Nach dem Schneiden der Gewindegänge in das Dentin, erfolgt ein Einbringen

der Wurzelschraube mit einem Schraubensetter und ein Einzementieren des Stiftes, sodass hierbei eine passive Verankerung vorliegt.

7.2.5 Stiftzementierung

In der vorliegenden Studie ist sowohl eine adhäsive Stiftzementierung als auch eine konventionelle mit einem Glasionomerezement erfolgt. Verschiedene Untersuchungen zeigten hierbei eine Überlegenheit des adhäsiven Zementierens im Vergleich zu dem Glasionomerezementen auf [SCHMITTER (2006)]. Jedoch ist das Arbeiten mit einem adhäsiven System im Wurzelkanal deutlich schwieriger, da eine absolute Trockenlegung im Kanal dafür notwendig ist und die visuelle Kontrolle durch erschwerte Sicht vermindert ist. Um trotzdem eine gleichmäßige Adhäsivschicht im Wurzelkanal zu erreichen, wurde ein Applikatorbürstchen [FERRARI M (2001)] verwendet. In der Studie von BITTER et al. (2009) wurde nachgewiesen, dass selbstadhäsive Befestigungszemente bzw. Primersysteme höhere Haftwerte im Vergleich zu den Systemen aufweisen, die eine zusätzliche Phosphorsäureätzung vor der Adhäsivapplikation erfordern. Auf dieser Grundlage wurde vermutet, dass bei den selbstadhäsiven Systemen eine bessere chemische Wechselbeziehung zwischen dem Hydroxylapatit des Wurzelentins und dem Befestigungszement vorliegt als bei zusätzlicher Phosphorsäureätzung. Zu vermerken ist aber, dass bei selbstkonditionierenden Systemen die Schmierschicht durch den Konditionierer nur teilweise aufgelöst wird. Zudem ist die Demineralisierung des Dentins mit einer nur partiellen Freilegung des Kollagennetzwerkes verbunden [HALLER (1993)], sodass die Penetrationstiefe des Adhäsivsystems im Dentin hier im Vergleich zu Systemen, bei der eine zusätzlichen Phosphorsäureätzung notwendig ist, deutlich geringer ist. Dieser Verbund zwischen Adhäsiv und Dentin wird durch hydrolytische Infiltration geschwächt, sodass die Langzeitstabilität beim adhäsiven Verkleben in Frage gestellt werden muss. Beim konventionellen Zementieren liegt diese Problematik nicht vor, da kein Klebeverbund mit der Zahnhartsubstanz vorhanden ist. Entscheidender hierbei ist, das Material möglichst blasenfrei in das Kanalsystem zu applizieren, um eine bessere Retention des Stiftsystems durch eine gleichmäßige und blasenfreie Zementfuge zu erreichen. Um dies zu realisieren, wurde nach Herstellerangabe des ParaPost XH Titanstiftes das Ketac Cem vom Apexraum aus langsam mit einer Endokanüle in das Lumen des Wurzelkanals gefüllt und anschließend der Stift in den Wurzelkanal eingebracht.

Es wurde auch auf ein Anstrahlen der Glasfaserstiftoberfläche mit Korund verzichtet, da dies zu einer Desintegration der Glasfaser aus der Matrix führt [DRUMMOND JL (1999)]. Bei

dem NTI-Glasfaserstift hätte dieses fatale Folgen auf die Stabilität des Stiftes, da hier beim Herstellungsprozess auf eine äußere Ummantelung des Stiftes verzichtet worden ist.

Das Rebuilda DC konnte infolge seiner autokatalytischen Eigenschaften sowohl als Stiftzementierungsmaterial, als auch als Stift-Stumpfaufbaumaterial verwendet werden und wies in der Studie von REILL (2008) im Vergleich zu dem Stumpfaufbaumaterial Multicore HB eine gleich gute Bruchresistenz auf, die Randspaltintegrität von den Komposit-Dentin- und Komposit-Kronen-Grenzflächen nach dem Belastungstest waren aber beim Rebuilda DC deutlich besser.

Befestigungszemente, deren Aushärtungsmechanismus durch Autopolymerisation erfolgt, sollten im Wurzelkanal bevorzugt eingesetzt werden, da durch langsames Erreichen des Gelpunktes während der Autopolymerisation im Vergleich zur Lichtpolymerisation ein Nachfließen des Zementes möglich ist, um die Polymerisationsschrumpfung im Material auszugleichen. Dadurch ist eine verbesserte Auflage des Befestigungskomposites an der Wurzeloberfläche gegeben, sodass daraus eine erhöhte adhäsive Haftkraft des Materials resultiert. Die Verwendung von rein lighthärtenden Befestigungszementen ist im Wurzelkanal kritisch zu hinterfragen, da mit zunehmender Wurzelkanallänge der Polymerisationsgrad des Befestigungszements sinkt [DIETSCHI et al. (2008)].

7.2.6 Kronenzementierung

Die Kronenzementierung war notwendig, um die stabilisierenden Eigenschaften des Ferrule-Effektes zu gewährleisten. Die verwendeten IPS e.max Kronen sind sowohl zur adhäsiven als auch zur konventionellen Zementierung zugelassen. Daher ist umstritten, welche der beiden Befestigungsmethoden zu einer erhöhten Belastbarkeit führen kann. Die von PREUSS et al. (2008) untersuchten, verschiedenen Befestigungsmethoden hatten keinen Einfluss auf die Belastbarkeit der Proben. Daher ist auch vom Hersteller [IPS e.max Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2007)] eine adhäsive Zementierung nicht vorgeschrieben.

Folglich wurden die Kronen in den Versuchsgruppen konventionell mit Ketac Cem zementiert, da das Prozedere klinisch einfacher ist.

Entscheidend für eine gute Retention der Krone ist eine möglichst parallele Präparation des Stumpfes und eine ausreichende Stumpfhöhe. Grundsätzlich ist zweiteres mit einer Höhe von 3 - 4 mm gegeben, es liegen aber auch Versuchsaufbauten von M.STAVRIDAKIS et al. (2018) vor, wo diese ausreichende Retention erst bei 4,5 - 6 mm erreicht wird. In dieser Arbeit wurde eine Stumpfhöhe von 3 - 4 mm präpariert, eine Entzementierung der Kronen

wurde weder nach der thermozyklischen Belastung noch nach der Bruchlastuntersuchung beobachtet, sodass diese Höhe als ausreichend betrachtet werden kann.

7.2.7 Einbetten der Proben in den Kunststoffsockel

Das Ziel beim Einbettvorgang war es, eine möglichst ähnliche parodontale Beweglichkeit der Probenkörper wie in einer intraoralen Umgebung zu schaffen, sodass keine starre Verankerung der Probenzähne wie bei ankylosierten Zähnen vorlag, da dies sonst zu einem anderen Frakturmuster führt [SOARES (2005)].

Die physiologische Resilienz führt zu abweichenden Biege- und Torsionsspannungen der Echtzähne, die einwirkende Kraft verändert sich in Abhängigkeit der Resilienz des parodontalen Gewebes. Daher liegt bei mechanischer Reaktion eines Weichgewebes auf externe Beanspruchung kein linearer Zusammenhang vor [PINI et al. (2002)].

Diese Beweglichkeit des parodontalen Gewebes konnte dadurch simuliert werden, indem vorher aufgetragenes Wachs um die Wurzel mit einem Silikon substituiert wurde. Um eine einheitliche Schichtstärke des Silikons um die Wurzeln aller Proben zu schaffen, wurde der Prüfkörper wie oben beschrieben dreimal nach Einhalten der Zeiteingaben (1. Tauchgang = 2 s; 2 + 3 Tauchgang = 1s) in das Wachs getaucht. Ein nicht-Einhalten dieser Zeiteingaben hätte zu unterschiedlich dicken Wachsschichten und somit Silikonschichten geführt, welches unterschiedliche Resilienzen bedingt und somit verschiedene, einwirkende Kräfte auf den Prüfkörper hervorruft.

Das an dem Zahnhals angebrachte Drahtwachs, das einen Abstand von 2 mm zwischen Schmelz-Zementgrenze und Einbettmasse schaffte, diente dem Zweck, die biologische Breite zu realisieren. Dieses entspricht der klinischen Situation eines intakten Zahnhalteapparates. Verluste des horizontalen bzw. des vertikalen Knochenangebotes infolge von parodontalen Schädigungen wurden dabei nicht berücksichtigt. Das auf der Wurzeloberfläche aufgetragene Autopolymerisat Palladur wurde vor Bestreichen mit dem Mollosiladhäsiv erneut angestrahlt, um einen besseren Verbund des Adhäsives und so des Mollosils durch eine höhere Rauheit der Oberfläche zu erzielen.

Kritisch beim Einbettvorgang war auch die bei der Aushärtung des Einbettkunststoffes entstandene exotherme Wärme, die zu einem niedrigen Wassergehalt im Wurzeldentin führen kann, und dadurch zu einem veränderten Frakturverhalten durch Dentinversprödung. Diesem wurde durch eine Polymerisation des Kunststoffes im kalten Wasser entgegengewirkt. Dieses Verfahren zum Einbetten der Proben wurde durch STERZENBACH et al. (2011) getestet und validiert.

7.2.8 Lagerung der Proben und Kausimulatorbelastung

Das Ziel der halbjährigen Lagerung der Proben bei 37 °C war es, eine mögliche hydrolytische Beeinflussung der Verbundsysteme zu simulieren, bevor eine mechanische Belastung stattfand. In vivo sind nicht nur traumatologisch bedingte Belastungen und Parafunktionen relevant, meistens führen thermomechanisch bedingte Ermüdungserscheinungen zu einem Versagen der Restauration. Daher ist ein rein punktueller statischer Belastungstest immer kritisch zu hinterfragen, da Kräfte intraoral infolge von Parafunktionen und der jeweiligen Ernährungsweise nicht aus einer Krafrichtung auftreten und punktuell wirken.

Des Weiteren muss beachtet werden, dass jeder Bestandteil der Probe von der Zahnhartsubstanz bis zu den einzelnen Restaurationsmaterialien (Wurzelstifte, Krone etc.) einen unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten besitzt und dieser durch die Schwankungen oraler Temperaturen zu Spannungsspitzen im Grenzbereich der unterschiedlichen Materialien führen kann. Gepaart mit einer mechanischen Belastung kann dies zu einer Fraktur führen.

In den meisten Studien, sowie auch in dieser, wird eine dynamische, computerkontrollierte Kausimulation durchgeführt [KREJCI (1990)], bei der die Proben Temperaturwechselschwankungen ausgesetzt sind. Die Kauzyklen wurden auf 1,2 Millionen bei einer Frequenz von 1,5 Hz begrenzt, Belastungen lagen hierbei zwischen 0 und 50 N, welcher der in der Mundhöhle auftretenden Kaubelastung entspricht [EICHNER (1963)]. Hiermit sollte eine in vivo Tragedauer von ca. 5 Jahren simuliert werden.

Der schwankende Temperaturbereich lag hierbei zwischen 5 und 55 °C [GALE (1999)] bei einem 2min-Zyklus, welcher an den Grenzflächen der Restauration intraoral gemessen wurden. Daher kann bei der in dieser Studie, aber auch in zahlreichen anderen, verwendeten Kausimulationen [NAUMANN M (2006)], von Mundhöhlen-ähnlichen Belastungen gesprochen werden.

7.2.9 Bruchbelastung

Durch einen linearen Anstieg der Belastung ist eine Bestimmung der maximalen Bruchfestigkeit der Proben möglich. Das Konzept hierbei wurde von NAUMANN et al. (2002) zu Belastbarkeitsuntersuchung von endodontisch behandelten Zähnen standardisiert. Die Belastungsrichtung wurde bei einem Winkel von 135 °C definiert und lag in Höhe des bukkalen Höckers. Die unter dem Stempel liegende Zinnfolie sorgte für eine gleichmäßige Kraftverteilung auf die Probe. Durch die abgerundete Stempelspitze lag eine einheitliche Kraftauflagefläche auf dem bukkalen Höcker vor.

Problematisch hierbei ist, dass die Universalprüfmaschine nur das Belastungsmaximum der Proben aus einem Belastungswinkel prüfen kann. Intraoral liegen auf einem Zahn mehrere Kraftvektoren auf unterschiedlichen Belastungspunkten auf. Dieses kann durch die Universalprüfmaschine in nur einem Versuch nicht dargestellt werden [FERNANDES AS (2001)]. Des Weiteren liegen die gemessenen Bruchwerte meistens weit über dem klinisch gemessenen erreichten Bereich und werden daher selten oder fast nie intraoral bei mastikatorischen Bewegungen erzeugt. Die maximal gemessenen Kaukräfte im Seitenzahngebiet liegen zwischen 70 und 909 N [WALTIMO und KONONEN (1995)], wobei diese Werte stark vom Geschlecht, Alter und Ernährungsweise abhängen. Es ist zu beachten, dass bei wurzelkanalbehandelten Zähnen eine negative Rückkopplung nur durch das parodontale Rezeptorsystem stattfindet und nicht mehr durch die afferenten sensorischen Nerven der Pulpa. Deswegen kann der Patient diese Zähne deutlich mehr belasten, ohne dies zu registrieren.

Zähne, die einen größeren Wurzelquerschnitt aufweisen, zeigen einen größeren Bruchkraftwiderstand auf, daher ist eine Aufteilung der Proben nach dem Querschnittsflächenprodukt der Wurzeln in die Gruppen erfolgt, um die Fehlerquelle durch einseitige Verteilung der Echtzähne zu vermeiden.

7.2.10 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung und die graphische Darstellung wurde das Programm SPSS für Windows, Version 27 (SPSS Inc., Chicago, USA) und das Tabellenkalkulationsprogramm Excel, Version 16 (Microsoft, Redmond, USA) verwendet. Um bei den Versuchsgruppen zu überprüfen, inwieweit ein statistischer Signifikanzunterschied vorliegt, wurden verschiedene Tests durchgeführt. Zur graphischen Darstellung wurden ein Boxplot und ein Balkendiagramm herangezogen. Mithilfe des Log-Rank-Tests wurde nach der Kausimulation überprüft, ob die Überlebenswahrscheinlichkeiten (Versagen ja/nein) der Proben gruppenabhängig sind. Der Kruskal-Wallis-Test (vergleicht mehr als zwei unabhängige Stichproben) wurde herangezogen um einen Unterschied der maximalen Belastbarkeit (in N) zwischen allen Gruppen nachzuweisen. Um einen Signifikanzunterschied zwischen den einzelnen Gruppen festzustellen, wurde zwischen allen Gruppen noch ein Mann Whitney U-Test durchgeführt, da dieser es ermöglicht, genau zwei unabhängige Stichproben (in unserem Fall genau 2 Gruppen) auf Gleichheit zu testen. Die beiden Tests, also der Kruskal-Wallis Test und der Mann Whitney-U-Test, können bei nicht normalverteilten Variablen angewendet

werden und sind gegenüber Ausreißern sehr robust, da über Rangbildung der Variablen die Berechnung erfolgt.

Zur Überprüfung der Abhängigkeit eines restaurierbaren/ nicht-restaurierbaren Frakturmusters nach der Bruchbelastung zwischen allen Gruppen wurde der Chi-Quadrat-Test herangezogen, zusätzlich wurde der exakte Test nach Fisher genutzt, um einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen zwei Gruppen nachzuweisen.

Bei allen oben genannten Überprüfungen wurde an der Nullhypothese festgehalten, die besagt, dass es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen erwarteter und beobachteter Häufigkeit gibt. Das Testniveau ist auf 5% festgelegt, sodass bei einem Signifikanzniveau von $\alpha > 0,05$ die Nullhypothese nicht verworfen werden kann. Sollte ein Signifikanzniveau von $\alpha < 0,05$ bei dem Test vorliegen, muss die Nullhypothese zurückgewiesen werden und man kann die Aussage stützen, dass es einen signifikanten Unterschied der Variablen, bzw. der Messwerte, zwischen den Gruppen gibt. Bei allen statistischen Tests wurde ein multiples Verfahren angewendet, theoretisch nötig dafür wäre das Adjustieren für multiples Testen, dieses ist aus Komplexitätsgründen nicht erfolgt. Zur visuellen Darstellung der Variablenverteilung wird ein Boxplot herangezogen, mit welchem eine Aussage der Symmetrie der Verteilung, die Variabilität der Werte und die Lage der zentralen Tendenz möglich ist.

Der Abbildung 23 entnehmend ist, durch den Median bedingt, eine Verteilung in zwei Hälften möglich, wobei sich 50% der Werte oberhalb und unterhalb des Medians befinden. Für die ermittelte Bruchfestigkeit wurde das 1. (untere, 25 %) und das 3. (obere, 75 %) Quartile bestimmt. Extremwerte werden als Ausrisswerte von dem Median erfasst, wenn ihr Abstand zu den beiden Perzentilen größer ist als der 1,5-fache Abstand zwischen der 25 %-und 75 % Perzentile. Dadurch wird, im Gegensatz zu einem arithmetisch bestimmten Mittelwert, einer Verfälschung des Medians entgegengewirkt, wodurch dieser robust wird. Die Boxlänge symbolisiert somit eine Variabilität der Merkmale, der Median zeigt die zentrale Tendenz (Abb. 23.).

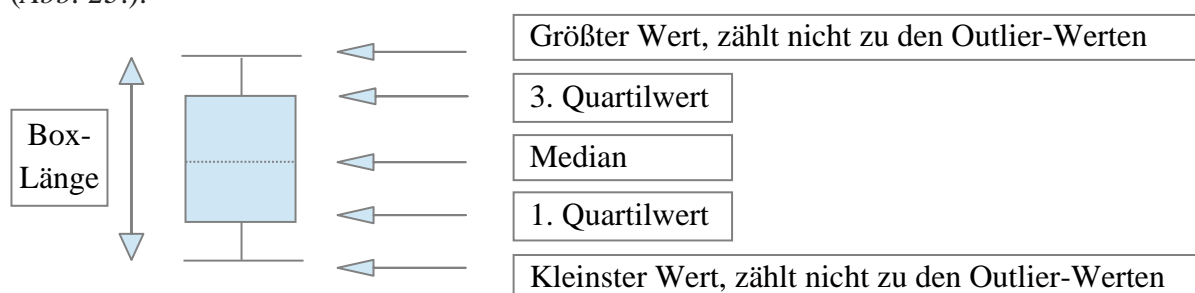


Abb. 50: Darstellung eines Boxplots

7.3 Diskussion der Ergebnisse

7.3.1 Kausimulation

Das Überleben der Proben (Log-Rank-Test) nach der Kausimulation lag bei Gruppe 1 bei 83,3 %, bei den bei beiden Vergleichsgruppen (3 und 6) bei 75 % und 66,7 % und bei den restlichen Gruppen (Gruppe 2, 4 und 5) bei 100 %. Bei Gruppe 1 lag nach der zyklischen Belastung eine Stiftfraktur im Ferrule bei der einen Probe vor, bei der anderen Probe wurde eine Fraktur im zervikalen Wurzeldrittel diagnostiziert. Ein adhäsives Versagen des Aufbaus (TopHead) wurde in Gruppe 2 bei zwei Proben auf den Röntgenbildern festgestellt. Da aber keine komplette Entkopplung des Aufbaus von der Wurzel vorlag, wurden diese Proben in der Zwick weiterverwendet.

Bei beiden Vergleichsgruppen kam es durch zyklische Materialermüdung zu Stiftfrakturen bei jeweils drei Proben (ParaPost XH). Bei Gruppe 3, bei der zusätzlich eine Ferrule-Präparation durchgeführt worden war, war die Stiftfraktur mit einer Kronenfraktur gekoppelt. Bei keiner der Vergleichsgruppen wurde nach der Kausimulation ein Retentionsverlust zwischen Stift und Wurzel (konventionelle Zementierung) beobachtet. Der Ort der Stiftfraktur lag jeweils bei allen Vergleichsgruppen in Höhe des Übergangs zwischen Kompositaufbau und Wurzeldentin. Bei Gruppe 6 wurde bei einer Probe eine Fraktur in der Keramikkrone beobachtet, eine zusätzliche Fraktur im Titanstift lag nicht vor.

7.3.2 Bruchversuche

Inwiefern die Fmax-Werte für eine klinisch ausreichende Frakturresistenz stehen, ist zu diskutieren. So besteht das Problem im Seitenzahnbereich mit hohen Unterschieden der maximal erreichten Kaukräfte [WALTIMO und KONONEN (1995)], sodass es schwierig ist, sich auf einen Referenzwert zu einigen.

Die Studie von GROLIG J et al. (2019), die sich unter anderem auch mit dem NTI-Glasfaserstift beschäftigt, kam bei der Bestimmung der maximalen Bruchfestigkeit zu deutlich geringeren Werten. In der Haltevorrichtung erreichten die Glasfaserstifte mit einem Stiftschaftdurchmesser von 1,6 mm (Durchmesser apikal 0,5 mm) bei Verwendung des TopHeads Werte von 117 N, in humanen Zähnen lag der Wert bei 122 N. Zusätzlich wurde festgestellt, dass bei Verwendung des TopHeads deutlich höhere Bruchfestigkeitswerte als ohne vorlagen (statistisch signifikant bei den Stiften mit einem 1,6 mm-Stiftschaftdurchmesser [Durchmesser apikal 0,9 mm] und 2 mm-Stiftschaftdurchmesser [Durchmesser apikal 1,1 mm]) und ein zunehmender Durchmesser des NTI-Glasfaserstift die Bruchfestigkeit erhöht. Gleichzeitig war die Durchbiegung der Glasfaserstifte bei

Verwendung des TopHeads, unabhängig vom Durchmesser, im 3-Punkt-Biegeversuch geringer. Die Glasfaserstifte frakturieren durch die höheren Bruchfestigkeitswerte später, dadurch steigt aber auch die Kraftübertragung auf die Wurzel, sodass vermehrt eine Wurzelfraktur und eben keine Stiftfraktur beobachtet wird.

Zusätzlich geht durch die Präparation des TopHeads in Höhe der Pulpakammer Zahnhartsubstanz verloren, dadurch verliert dieser an Stabilität und in Kombination mit der erhöhten Rigidität des Stiftsystems führt dies zu Wurzelfrakturen in Höhe des TopHeads.

Die Untersuchung von GROLIG J et al. (2019) und diese Studie kommen dementsprechend zu dem gleichen Ergebnis. Die hier verwendeten Kronen führten dabei im Vergleich zu GROLIG J et al. (2019), bei der auf eine Überkronung verzichtet worden ist, zu erhöhten Bruchfestigkeitswerten, auf die Frakturlokalität hatte dies aber keinen Einfluss.

7.3.3 Einfluss des Ferrule-Effektes auf maximale Belastbarkeit

Anhand des Boxplots (*Abb. 37*) ist gut zu erkennen, dass der Erhalt eines Ferrules keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit beider Stiftsysteme hatte. Dies hatte allerdings unterschiedliche Gründe.

Wie oben bereits beschrieben, geht bei der Präparation des TopHeads (NTI) viel Zahnhartsubstanz in Höhe der Pulpakammer verloren, sodass anschließend nur noch ein zirkulärer Dentinring von 1,5 – 2 mm um den TopHead verbleibt. Die anschließende Präparation des Ferrules in Höhe des TopHeads führt zu einer erneuten Schwächung der Breite des Ferrules, sodass nach Kronenpräparation zwar eine vertikale Dentinhöhe von 1,5 - 2 mm erhalten bleibt, aber die Dentinbreite nur noch ca. 1 mm beträgt. Wie auch bereits in der Studie von S Y YANG et al. (2018) festgestellt worden ist, führt diese Reduktion zur Minimierung der Frakturreistenz. Dies konnte in dieser Untersuchung nicht beobachtet werden. Daher sollte bei einer Kronenpräparation nur die erforderliche Mindestschichtdicke entfernt werden, da der Erhalt einer größeren Dentinbreite einen positiven Effekt auf die Stabilität des Stift-Zahn-Komplex haben kann.

Bei den konventionell zementierten ParaPost Titanstiften lag der statistisch nicht signifikant erkennbare Unterschied zwischen den Gruppen (Ferrule-Präparation/ Verzicht auf Ferrule-Präparation) in der schlechten Formkongruenz zwischen Titanstift und präpariertem Wurzelkanal durch die große Pulpakammer der Prämolaren im oberen Wurzeldrittel, welches zu einer geringeren Retention des Titanstiftes führt.

Die Ferrule-Präparation wies hier eine stabilisierende Wirkung auf, da die Entzementierung der Stifte durch Umfassung der Krone an der Dentinoberfläche des Ferrule entgegengewirkt

wurde und anschließend die Kronen dann häufig frakturierten. Für die maximale Belastbarkeit hatte dies aber eher eine untergeordnete Bedeutung, da seitlich einwirkende Kräfte fast nur von der Krone kompensiert werden konnten und der Stift, der zusätzlich eine gleichmäßige Kraftübertragung auf die gesamte Wurzeloberfläche bewirken sollte, dies durch eine schlechte Formkongruenz im Wurzelkanal nicht bewerkstelligen konnte. Daraus resultierte eine frühzeitige Kronenfraktur mit geringerer Frakturresistenz des gesamten Stift-Stumpf-Aufbaus.

7.3.4 Einfluss der Insertionslänge auf die maximale Belastbarkeit

Auf die maximale Belastbarkeit hatte die Veränderung der Insertionslänge von 6 auf 8 mm keinen statistisch signifikanten Einfluss bei den NTI TopHead Glasfaserstiften ($p > 0,05$). Zwar waren die Medianwerte bei den Gruppen mit der Insertionslänge von 8 mm im Vergleich zu denen mit 6 mm höher (zwischen Gruppe 1 und 2 am deutlichsten zu erkennen), im paarweisen Vergleich mit dem Mann Whitney U-Test ($p > 0,05$) konnte allerdings kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Veränderung der Insertionslänge von 6 auf 8 mm spiegelte sich eher in den veränderten Frakturmustern wider. Zusätzlich muss hier nochmal erwähnt werden, dass die Verwendung des TopHeads zur verbesserten Verankerung der NTI-Glasfaserstifte im Wurzelkanal beiträgt, sodass eine Erhöhung der Insertionslänge der Glasfaserstifte in bezugnehmend auf die Stabilität bei dem System keine Verbesserung schafft.

Zahlreiche andere Studien bestätigen diese Beobachtung bei adhäsiv befestigten Stiften [FRANCO et al. (2014)]. Solange der Widerstandsarm (Stiftsystem) dem Hebelarm (Krone/Aufbau) entspricht [NERGIZ (2004)], hat die Erhöhung der Stiftinsertionslänge keinen signifikanten Einfluss auf die maximale Belastbarkeit. Eine Erhöhung der Insertionslänge führte eher zu Perforationsgefahr bei Krümmungen im Wurzelbereich und zu verstärktem Substanzverlust von Wurzeldentin im zervikalen Bereich. Die Empfehlung eines Verhältnisses von 1/3 Kronen- zu 2/3 Stiftlänge bei Erhalt einer Restwurzelfüllung von ca. 4 mm im apikalen Bereich [NERGIZ (2004)] stehen im Widerspruch zueinander, dementsprechend werden eher kürzere Stiftlängen empfohlen. Stifte mit einer geringeren Insertionslängen können sich zwar unter Belastung schneller lockern, aber die Gefahr von Wurzelfrakturen wird damit reduziert, sodass eine erneute Versorgung des Zahnes mit einem Stiftsystem gewährleistet wird. Bei konischen Stiften ist die Insertionslänge so zu wählen, dass trotz Anstieg der Konizität im koronalen Wurzelanteil noch mindestens eine Schichtstärke von 1 mm Wurzeldentin verbleibt, da bei Belastungen in diesem Bereich die höchsten Kräfte auftreten [NERGIZ (2004)]. Zusätzlich muss bei konischen Stiften eine gute

koronale Abstützung des Aufbaus vorliegen, da sonst bei vertikalen Kaukräften eine zu starke Keilwirkung auf die Wurzel ausgeübt wird [NERGIZ (2004)].

7.3.5 Einfluss der Befestigung auf die maximale Belastbarkeit

Beim konventionellen Zementieren sollte eine Zementfuge von 30 bis 50 µm durch eine formkongruente Passung zwischen Stift und Wurzelkanal erreicht werden [NERGIZ (2004)], damit die Voraussetzung für eine maximale Friktion des Stiftes vorliegt. Infolge der großen Pulpakammer der Prämolaren im zervikalen Wurzelbereich konnte bei der Stiftbettpräparation keine ausreichende Formkongruenz zwischen Stift und Wurzelkanal erreicht werden, sodass es dementsprechend bei dem Bruchtest zum Friktionsverlust des Stiftes kam. Hier wäre die Verwendung eines individuell gegossenen Stift-Stumpf-Aufbau besser gewesen, da dieser dem irregulären Verlauf der Pulpakammer besser angepasst werden könnte.

Bei der adhäsiven Befestigung ist noch nicht eindeutig geklärt, ob eine kleine Zementfuge zwischen Stift und präpariertem Wurzelkanal notwendig ist, oder eine breitere Fuge zur Reduzierung der Kontraktionskräfte des Befestigungskomposites präpariert werden soll [NERGIZ (2004)]. Der Grund dafür ist, dass das Komposit teils chemisch durch einen Klebeeffekt durch Verwendung eines Adhäsivsystems an der Dentinoberfläche und dem Stift haftet, teils aber auch durch einen mechanischen Halt. Eine Vergrößerung der Zementfuge verbessert den chemischen Verbund durch eine Reduktion der Polymerisations schrumpfung des Komposites, gleichzeitig verringert sich dadurch der mechanische Halt durch die schlechtere Formkongruenz zwischen Stift und Wurzelkanal. Resultierend aus den Ergebnissen dieser Untersuchung sollte bei großen, irregulären geformten Pulpenkammern ein adhäsives Vorgehen bei Verwendung eines genormten Stiftsystems bevorzugt werden, wenn keine ausreichende Formkongruenz zwischen Stift und Wurzelkanal bei der Präparation erreicht werden kann.

Zum Versagen des adhäsiven Verbundes kam es nach der Kausimulatorbelastung bei dem NTI-Glasfaserstift nur in zwei Fällen.

Bei dem Titanstift ParaPost XH lag das Versagensmuster dementsprechend bei allen Proben in der Dezementierung der Stifte mit darauffolgender Durchbiegung. Gefördert wurde dieser Vorgang noch durch den Winkel von 135 °C des Zwickprüfkörpers zur Wurzelachse, der neben dem Druck noch einen leichten Zugeffekt auf das Stiftsystem hatte. Eine Fraktur bei den Titanstiften beim Bruchtest konnte in keinem Fall beobachtet werden. Auf der einen Seite ist dies positiv zu sehen, da eine erneute Versorgung des Zahnes möglich ist, da keine Fraktur der Wurzel vorliegt. Auf der anderen Seite wird dadurch nochmal verdeutlicht, wie

essenziell eine formkongruente Stiftbettpräparation, vor allem beim konventionellen Zementieren, ist.

Eine adhäsive Befestigung kann auch bei Titanstiften erfolgen, indem durch Anstrahlen und Verwendung eines universellen Haftvermittlers eine Oberfläche geschaffen wird, der einen chemischen Verbund zwischen Titanstift und Komposit herstellt. Das hohe E-Modul der Titanstifte führt zu Spannungsspitzen in der Zementfuge [RR. BARCELLOS (2013)] und fördert dementsprechend ein Entzementieren des Stiftsystems, wobei die Glasfaserstifte mit dem Dentin, ähnlichen dem E-Modul, zu einer gleichmäßigen Kraftübertragung an der gesamten Hybridschicht des Adhäsivsystems führen [BATEMANN, RICKETS, SAUNDERS (2003)].

7.3.6 Frakturmusteranalyse

Bei beiden Vergleichsgruppen (Gruppe 3 und 6) wurde keine Fraktur der Wurzel beobachtet. Das Versagen lag hier, wie oben beschrieben, in der Dezementierung der Titanstifte, sodass eine Entkopplung des Aufbaus in Höhe des Ferrules bzw. des zervikalen Wurzeldentins (1.) vorlag. Hierbei dezementierten sich die Kronen zusammen mit dem Stift-Stumpfaufbau, zusätzlich frakturierten häufig die Kronen in Gruppe 3, in der eine Ferrule-Präparation durchgeführt worden war. Eine erneute Restaurierbarkeit ist somit gegeben. Dieses Verhalten ist atypisch für einen Titanstift, da meist durch die Rigidität des Materials Längswurzelfrakturen in diversen Studien beobachtet wurden [FRANCO et al. (2014), PINTO et al. (2017)]. Das ist damit zu erklären, dass der Titanstift durch die hohe Steifigkeit die Belastung direkt auf die Wurzel überträgt. Durch die schlechte Passung des ParaPost XH Titanstift, bedingt durch die große, irreguläre geformte Pulpakammer im zervikalen Wurzelabschnitt der in der Studie verwendeten Prämolaren, kam es aber hierbei durch Friktionsverlust der Titanstifte zur Entkopplung des Aufbaus und nicht zur Fraktur der Wurzel.

Bei dem NTI TopHead Glasfasersystem wurden vorwiegend Wurzelfrakturen unterhalb des TopHeads im zervikalen Wurzeldrittel beobachtet. Der Erhalt eines Ferrules führte dementsprechend zu keinem veränderten Frakturmuster. Eine Fraktur des TopHeads wurde im Gegensatz zur Studie von GROLIG J et al. (2019) nicht beobachtet. Vereinzelt wurden Frakturen der Glasfaserstifte unterhalb des TopHeads festgestellt. Lag dieses vor, erkannte man sowohl in der lichtmikroskopischen als auch in der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung einzelne abgebrochene, aufgespaltene Glasfaser im Frakturbereich. Vor allem im Randbereich des Stiftes war diese deutlich sichtbar. Diese Erscheinung wird

normalerweise bei Glasfaserstiften selten beobachtet, da aber beim NTI-Glasfaserstifte auf eine Ummantelung des Stiftsystems verzichtet worden ist [GROLIG J et al. (2019)], ist die Aufspaltung der Glasfaser auf die fehlende Ummantelung zurückzuführen.

In Gruppe 2 frakturierten vermehrt Proben im mittleren oder apikalen Wurzel Drittel. Erklärt werden kann dies durch die tiefere Insertionslänge des Glasfaserstiftes in Kombination mit dem vermehrten Substanzverlust im zervikalen Wurzel Drittel durch Ferrule- und TopHead-Präparation. Dies führt zu im Wurzelkanal tiefer wirkenden Belastungen und kann dementsprechend eine Fraktur in dem apikalen Areal hervorrufen. Dies spielt allerdings für die Wiederversorgung des Zahns eine untergeordnete Rolle, da Frakturen unabhängig davon, ob sie im zervikalen oder mittleren Wurzel Drittel vorliegen, keine erneute Restaurierung des Zahnes ermöglichen.

Der durchgeführte Chi-Quadrat-Test bestätigte, dass gruppenabhängige statistisch signifikante Unterschiede in Bezug auf die Restaurierungsmöglichkeit (ja/nein; $p < 0,05$) vorliegen und daher wurde für den exakten Vergleich zwischen den Gruppen der Fisher-Test durchgeführt. Die Verteilung der Restaurierbarkeit zwischen NTI-Glasfaserstift (Gruppe 1,2,4, und 5) und dem ParaPost XH Titanstift (Gruppe 3 und 6) ist also dem Fisher-Test zu Folge ($p < 0,05$) statistisch signifikant unterschiedlich und dementsprechend kann die Nullhypothese verworfen werden. Innerhalb der Gruppen der NTI-Glasfaserstifte oder der ParaPost XH Titanstiften ist dies nicht der Fall, da der p-Wert $> 0,05$ ist (siehe *Tab 10*. im Anhang).

Das Frakturmuster ist also dementsprechend davon abhängig, wie viel Wurzel dentin nach der Präparation erhalten bleibt [GROLIG J et al. (2019)]. Wenn zirkulär ausreichend Wurzel dentin vorhanden ist, frakturieren vorwiegend die TopHeads und eine gute Wiederversorgung des Zahnes ist gegeben [DE RIJK (2000)]. Das lag bei GROLIG J et al. (2019) zum überwiegenden Anteil bei den 1,6 M und 2,0 M NTI-Glasfaserstiften mit TopHead vor, wobei bei den 2,0 M zunehmend die TopHeads mitfrakturierten. Bei den 2,2 M NTI-Glasfaserstiften mit TopHead frakturierte dieser immer samt Zahn.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass eine zahnhartsubstanzschonende Präparation des Stiftbettes entscheidender für die Überlebenswahrscheinlichkeit der Wurzel ist, als die Auswahl eines größeren Stiftdurchmessers, bzw. eines größeren TopHeads. Zwar weisen größere Stiftdurchmesser eine höhere Rigidität auf, was dann zu vernachlässigen ist, wenn die Wurzel so stark durch die Präparation geschwächt ist, dass sie die Belastung des Stiftes nicht kompensieren kann. Dementsprechend ist eine Fraktur des Stiftsystems immer der Wurzelfraktur vorzuziehen, da eine bessere Wiederversorgung des Stumpfes nach Stiftfraktur vorliegt als nach komplexen Wurzelfrakturen. Auch führt die Auswahl von kürzeren

Stiftsystemen zu weniger Spannungsspitzen im apikalen Wurzelbereich und minimiert so die Gefahr von kritischen Frakturen. Gleichzeitig führt aber die Insertion von kürzeren Stiftsystemen zur einer Kraftverteilung über eine kleinere Wurzelfläche, da weniger Dentinoberfläche vorliegt, auf der die Kraft abgeleitet werden kann. Längere Stifte können die einwirkende Kraft über eine größere Wurzeloberfläche verteilen, sodass eine gleichmäßigere Belastung über das Wurzelentin vorhanden ist und somit die Frakturgefahr reduziert wird.

7.3.7 Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

Der Grund für die Fraktur der Probenzähne bei der Verwendung der NTI-Glasfaserstiften lag in der zu starken Schwächung des Wurzelentins bei der Stiftbettpräparation. Im Frakturspalt war neben der abgebrochenen Zahnhartsubstanz meist eine Fraktur des Befestigungskomposites im Rasterelektronenmikroskop zu beobachten, welche für eine gute adhäsive Befestigung sowohl an der Dentinoberfläche als auch an der Stiftoberfläche spricht. Die Studien, betreffend des adhäsiven Verbundverhaltens zwischen Stift und Wurzelkanal, zeigen keine eindeutigen Ergebnisse auf. Die Studie von HEDLUND (2003) verdeutlichte, dass der Verbund zwischen Adhäsivsystem und Stift signifikant größer als der Verbund von Adhäsivsystem und Dentin ist, die Studie von SCHMAGE (2009) kam zu dem umgekehrten Ergebnis. Der Haftverbund zum Dentin erfolgt durch mikromechanische Retention des Adhäsivsystems im intertubulären Dentin [HALLER (2003)], während bei den Glasfaserstiften die chemische Bindung über freie Radikale des Epoxidharzes der Glasfaserstiften mit den freien Radikalen des Adhäsivsystem vorliegt [FINGER (2000)].

Das für das Zementieren der ParaPost Titanstifte XH verwendete Ketac-Cem lag unregelmäßig verteilt im Wurzelkanal und auf der Oberfläche der Stifte vor, vor allem aber lagerte sich der Zement in den retentiven und rauen Bereichen der Titanstifte an. Das entspricht der Feststellung, dass die Haftung von Zementen auf der mechanischen Verkeilung von Zementpartikel in Rauheit der Wurzel- und Stiftoberfläche und seiner Härte beruht [NERGIZ (2004)]. Daher kann durch Steigerung der Oberflächenrauheit durch Sandstrahlen der Stifte und Anrauhung der Wurzelentins die Retention des Zementes signifikant erhöht werden [NERGIZ (2004)]. Vorausgesetzt wird, dass eine gute Formkongruenz zwischen Stift und präpariertem Wurzelkanal vorliegt, welche in dieser Studie nicht erreicht werden konnte, da die Prämolaren im zervikalen Wurzelentin eine zu große, irreguläre ausgeformte Pulpakammer für die standardisierten ParaPost Titanstifte aufwiesen.

8. Zusammenfassung

Diese Versuche zusammenfassend, gilt nachfolgender Konsens: Eine Variation der Stiftlänge von 6 auf 8 mm bei den konischen Glasfaserstiften FiberMaster unter Verwendung des TopHeads der Firma NTI führt zu keinen statistisch signifikant erhöhten Bruchwerten. Stattdessen veränderte sich das Frakturmuster bei den Glasfaserstiften: Die Probenzähne, die mit Glasfaserstiften mit einer Insertionslänge von 6 mm aufbereitet wurden, frakturierten vermehrt im Übergang zwischen Aufbaufüllung und zervikalen Dentin, während solche mit einer Insertionslänge von 8 mm zusätzlich Querfrakturen im mittleren und unteren Wurzeldrittel aufzeigten. Mit zunehmender Stiftlänge verschob sich das Frakturmuster in apikaler Richtung, da durch die tiefere Insertion des Stiftes vermehrt Kräfte im apikalen Bereich der Wurzel wirksam sind. Die Verwendung von kürzeren Längen senkt die Perforationsgefahr bei der Stiftbohrung gekrümmter Wurzeln und verringert Spannungsspitzen und damit das Frakturrisiko im apikalen Bereich. Wie in anderen Versuchsanordnungen verdeutlicht, führt die Verwendung des TopHeads zur Versteifung des gesamten Stiftsystems, mit der die vergleichbaren Bruchwerte bei verschiedenen Stiftlängen zu erklären sind. Der aufgesetzte TopHead reduziert die Durchbiegung der Glasfaserstifte, sodass vermehrt Kräfte auf die Wurzel des Zahnes übertragen und nicht mehr durch die höhere Elastizität des Stiftes kompensiert werden können.

Die Ferrule-Präparation hatte keinen Einfluss auf die Bruchwerte: Die Präparation der Kavität für die Aufnahme des TopHeads durch den Kopfschleifer und die des Ferrules führte zum Verlust von Dentin im zervikalen Wurzelbereich. Entscheidend für die Stabilität der mit Stift zu versorgenden Zähne ist also eine zahnhartsubstanzfreundliche Präparation. Die Ferrule-Präparation kann, nach Eingliederung der Krone in den Komplex aus Stift und Aufbau, stabilisieren, wenn eine ausreichende zervikale Dentinbreite (mind. 1,5 mm) bei einer Ferrule-Höhe von 1,5 – 2 mm belassen wird.

Bei den mit Ketac-Cem zementierten, zylindrischen Titanstiften XH der Firma COLTENE kam es bei der Bruchlastuntersuchung zur Entkoppelung von Stumpf-Aufbau und Zahn durch schlechte Formkongruenz des Stiftsystems im zervikalen Wurzelkaries. Die Ferrule-Präparation stabilisierte den Stift-Stumpf-Aufbau nach der Kronenzementierung. Dennoch lag kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen (Erhalt/ kein Erhalt eines Ferrules) bei den Bruchwerten vor, da der Zement zu wenig Retention zwischen Dentin und Stift schaffte. Die hier verwendeten Prämolaren weisen im zervikalen, oberen Wurzeldrittel eine große, in Richtung apikal verjüngte Pulpakammer auf, sodass bei ihrer Versorgung mit einem konfektionierten Stiftsystem, konische Stiftformen empfohlen werden. Die Formkongruenz zwischen Wurzelkanal und Stiftsystem ist beim konventionellen Zementieren

für den retentiven Halt des Stiftsystems entscheidend; bei der adhäsiven Befestigung ist dies von untergeordneter Bedeutung, da zusätzlich neben einer mechanischen Friktion des Stiftes ein Verbund des Befestigungskomposites durch einen Klebeefferkt an der Dentinoberfläche vorliegt; gleichzeitig muss berücksichtigt werden, dass hydrolytische Effekte den Verbund über die Zeit schwächen können.

9. Literaturverzeichnis

1. A. Bacchi, M.B. Dos Santos, M.J. Pimental, C.R. Caetano, M.A., Sinhoreti, R.L. *Consani. Influence of post-thickness and material on the fracture strength of teeth with reduced coronal structure.* J. Conserv. Dent. 16 (2013) 139-143
2. Abdalla AI, Feilzer AJ: *Two-year water degradation of self-etching adhesives bonded to bur ground enamel.* Oper Dent; 34, 732-740 (2009)
3. Abduljawad M, Samran A, Kadour J, Al-Afandi M, Ghazal M, Kern M. *Effect of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated anterior teeth with cervical cavities: An in vitro study.* J Prosthet Dent 2016;116:80-4.
4. Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z: *The unpredictability of seal after post space preparation: A fluid transport study.* J Endod; 27, 292-295 (2001)
5. AL-Omiri M, AL-Wahadni A: *An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems.* Int Endod J 39: 890-899 (2006)
6. Anamika Thakur, Sathyanarayanan Ramarao *A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated premolar teeth reinforced with different prefabricated and custom-made fiber-reinforced post system with two different post lengths: An in vitro study.* J Conserv Dent. 2019 Jul-Aug; 22(4): 376-380
7. Angélica Maroli, Kaue Andreas Lotice Hoelcher, Vagner Flavio Reginato, Aloisio Oro Spazzin, Ricardo Armini Caldas, Atais Bacchi. *Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials.* Materials Science and Engineering C 76 (2017) 839-844
8. *Anwendung FiberMaster TopHead: NTI-Kahla GmbH Rotary Dental Instruments*
9. A. Patyk, M. Hülsmann, S. Rinke, *Untersuchung zur Partikelgröße zahnärztlicher Befestigungszemente, Dtsch Zahnärztl Z 1993, 48, 372-375.*
10. Arola D, Reprogl RK: *Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin.* Biomaterials; 26, 4051-4061 (2005)
11. Barjau EA, Sancho JL, Forner NL, Rodríguez CP, Pérez GA, Sánchez MF. *Influence of prefabricated post material on restored teeth: Fracture strength and stress distribution.* Oper Dent 2006; 31:47-54.
12. Barthel C, Georgi M, Schäfer E, Petschelt A, Flachsenberg S, Neuber T, Kockapan C, Weiger R, Hülsmann M: *Stellungnahme der AG Endodontologie und Traumatologie der DGZ.* (2006)

13. Bateman G, Ricketts DN, and Saunders WP. *Fibre-based post systems: a review*. Br Dent J 2003;195(1):43-8.
14. Beata Dejak, Andrzej Miotkowski. *The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth*. Dental materials 29 (2013) e227-e237
15. Beer, F.P., Johnson Jr., R., 1994. *Vector Mechanics for Engineers Statics*, fifth ed. Makron Books do Brasil.
16. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G: *The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaption of all-ceramic and fiber reinforced crowns*. Int J Prosthodont; 16, 538-542 (2003)
17. Bitter K, Kielbassa AM. *Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review*. Am J Dent 2007; 20: 353-360
18. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa Am: *Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin*. Eur J Oral Sci; 117, 326-333 (2009)
19. Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. *Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal?* Clin Oral Investig 2014;18:927-34
20. Bitter K, Hambarayan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. *Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal*. Eur J Oral Sci 2013;121:349-54
21. Boldt J., Rottner K., and Richter E.J. *Die Biomechanik von Stift-Stumpfaufbauten bei oberen Frontzähnen*. ZWR 2007;116(10):484-9.
22. Bolhuis P, de Gee A, and Feilzer A. *Influence of fatigue loading on four post and-core systems in maxillary premolars*. Quintessence Int 2004;35(8):657-67.
23. Browning WD, Nelson SK, Cibirka A, Myers ML: *Comparison of luting cements for minimal retentive crown preparations*. Quintessence Int; 33, 95-100 (2002)
24. Butz F, Lennon Am, Heydecke G, Strub Jr: *Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: An in vitro study*. Int J Prosthodont; 14, 58-64 (2001)
25. Büttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann N, Zitzmann Nu, Weiger R: *Influenc of post fit and post lenght on fracture resistance*. Int Endod J; 42, 47-53 (2009)

26. B. Windmüller, M. Ferrari, *Influence of Conventional Luting Materials on Leakage of Gold Crowns*, IADR meeting, Chiba, 2001, Abstract # 1862.
27. Carlos Torres-Sánchez, DDS, MS, Vanessa Montoya-Salazar, DDS, MS, Paola Córdoba, DDS, MS, Claudia Vélez, DDS, MS, Andrés Guzmán-Duran, Dds, MS, José-Luis Gutierrez-Pérez, DMD, PhD, and Daniel Torres-Lagares, DDS, PhD. *Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements*. The journal of prosthetic dentistry (2013)
28. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello MI, Preti Pg: *Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: Spectrophotometric and clinical evaluation*. *Int J Prosthodont*; 14, 9-14 (2001)
29. Cecchin D, Farina AP, Guerreiro CAM, Carlini-Junior BC., *Fracture resistance of roots prosthetically restored with intraradicular posts of different lengths*. *J Oral Rehabil* 2010; 37:116-22
30. C.G.Adorno, T.Yoshioka, P. Jindan, C. Kobayashi, H. Suda. *The effect of endodontic procedures on apical Crack initiation and propagation ex vivo*. *International Endodontic Journal/ Volume 46/ Issue 8* (2012)
31. Christiano Lazzari Pinto, DDS, Claudia Lopes Brilhante Bhering, DDS, PhD, Gabriel Rodrigues de Oliveira, DDS, Angélica Maroli, DDS, Vagner Flávio Reginato, DDS, PhD, Ricardo Armini Caldas, DDS, PhD, & Atais Bacchi, DDS, PhD. *The influence of post System design and material on the biomechanical behavior of teeth with little remaining coronal structure*. *Journal of Prosthodontics* 0 (2018)
32. Cohen Bi, Pagnillo Mk, Newmann I, Musikant Bl, Deutsch As: *Retention of a core material supported by three post head designs*. *J Prosthet Dent*; 83, 624-228 (2000)
33. Creugers NH, Kreulen CM, Fokkinga WA, Mentink AG: *A 5-year follow-up prospective clinical study on various types of core restorations*. *Int J Prosthodont*; 18, 34-39 (2005)
34. D.B. Mendoza, W.S. Eakle, *Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements*, *J. Prosth. Dent.* 1994, 72 (6), 591-594.
35. D.Edelhoff: *Alles über moderne Stiftsysteme*, in: zm-online, URL: <https://www.zm-online.de/archiv/2003/07/titel/alles-ueber-moderne-stiftsysteme/>
(Stand: 31.01.2019)

36. De Rijk WG. *Removal of fiber posts from endodontically treated teeth*. Am J Dent 2000; 13 (Spec No): 19B-21B
37. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A: *Biomechanical considerations for restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature - Part I. Composition and micro- and macrostructure alterations*. Quintessence Int; 38, 733-743 (2007)
38. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. *Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature- Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies)*. Quintessence Int 2008; 39:117-29
39. Drummond JL, Toepke TR, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. Eur J Oral Sci 1999;107:220-4.
40. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P: *Aufbau endodontisch behandelter Zähne. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ*. Zahnärztl Mitt 93, 42-44 (2003)
41. Eichner K. *Messung der Kräfte bei Kauvorgängen*. DZZ 1963;18:915-24.
42. Érico Braga Franco, Dds, Msc, Msc, Accacio Lins do Valle, DDS, PhD, Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida, DDS, MSC, PhD, José Henrique Rubo, DDS, Msc, PhD, and Jefferson Ricardo Pereira, DDS, Msc, PhD. *Fracture resistance of endodontically treated teeth Restored with glass fiber posts of different lengths*. The Journal of Prosthetic Dentistry (2014)
43. Fernandes As, Dessai Gs: *Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review*. Int J Prosthodont; 14, 355-363 (2001)
44. Ferrari M and Davidson CL. *In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems*. J Prosthet Dent 1996; 76:250.
45. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. *Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation*. Dent Mater 2001;17:422-9.
46. Finger W: *Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung*. In: Eichner K, Kappert HF, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7. Auflage. Thieme, Stuttgart/ New York 2000, 385-397
47. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, and Creugers NH. *A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems*. Int J Prosthodont 2004; 17:476-82.

48. Franco EB, Lins do Valle A, Pompeia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. *Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths*. J Prosthet Dent 2014;111:30-4
49. Gateau P, Sabek M, Dailey B: *Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns*. J Prosthet Dent 82: 341-347 (1999)
50. Gale M, Darvell B: *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent 27: 89-99 (1999)
51. Gebrauchsanweisung AH Plus Dentsply Sirona 2017-11-17
52. Gebrauchsanweisung Futurabond DC, Voco, Cuxhaven, D (2009)
53. Gebrauchsanweisung Rebilda DC, Voco, Cuxhaven, D (2009)
54. Giachetti L, Russo D S, Bertini F, Giuliani V: *Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test*. J Dent 32: 629-634 (2004)
55. Goodis He, Marshall Gw, White Jm, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ: *Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths*. Dent Mater; 9, 79-84 (1993)
56. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M: *Sem Evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts*. J Adhes Dent; 7, 235-240 (2005)
57. Grolig J., Angelika Rzanny, Sandor Nietzsche, Harald Küpper: *Stability of a New Post System: Fibre-Glass Post With and Without TopHead in Comparison ZWR- Das Deutsche Zahnärzteblatt 2019; 128: 88-99*
58. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U: *Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents*. Dent Mater 9: 191-197 (1993)
59. Haller B, Blunck U: *Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme*. Zahnärztl Mitt 7, 48-58 (2003).
60. Hansen E K, Asmussen E, Christiansen N C: *In vivo fractures of*
 1. *endodontically treated posterior teeth restored with amalgam*. Dent Traumatol
 2. 6: 49-55 (1990)
61. Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G: *Retention of prefabricated*
 1. *and individually cast root canal posts in vitro*. Br Dent J 195, 155-158 (2003).
62. Hellwig E, Klimek J, and Attin T. *Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien*. Urban & Fischer. Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. ed. München/Jena: 1999. pp.122-90.

63. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, yas M, Vanherle G. *Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials*. Clin Oral Investig. 2007 Mar;11(1):5-33. Epub 2007 Jan 30.
64. Isidor F, Brøndum K. *Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts*. Int J Prosthodont. 1992 May-Jun;5(3):257-61.
65. Isidor F, Odman P, Brøndum, *Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts*. Int J Prosthodont 1996; 9:131-6
66. Ivoclar vivadent_IPS+e-max+CAD++Blockübersicht.pdf
67. Ivoclar vivadent_IPS+e-max+CAD++Info+Labor+zum+Zahnarzt+.pdf
68. Ivoclar vivadent_IPS e.max *Scientific Report* Vol. 03/2001 – 2017
69. Janda R. *Kleben und Klebetechnik*. Dent Lab 1992; 4:615.
70. Janda R. *Adhäsionstechnik für zahnfarbene laborgefertigte Restaurationen*. Dent Lab XLII 1994;1633-9.
71. Johnson J.K. And Sakamura J.S. *Dowel form and tensile force*. J Prosthet Dent 40:645, 1978
72. J.R. Strub, J.C. Türp, S. Witkowski, M. B. Hürzeler, M. Kern: Curriculum Prothetik Band I (2.Auflage), Kapitel Präprothetische Vorbehandlung, Phase I
73. Jung Re, Kalkstein O, Sailer I, Roos M, Hämmerle Chf: *A comparison of composite buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years*. Int J Prosthodont; 20, 63-69 (2007)
74. Kern M and Thompson VP. *Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium*. J Dent 1994;22(5):300-6.
75. Koutayas S and Kern M. *All-Ceramic posts and cores. The state of the art*. Quintessenz 1999; 30:283-93.
76. Körber KH, *Zahnärztliche Prothetik*. Stuttgart, D: 1985.(Georg Thieme Verlag)
77. Krasteva K. *Clinical application of a Fibre-Reinforced Post System*. J Endodont 2001;27(2):132-3.
78. Krastl G, Zitzmann N U, Weiger R: *Adhäsiv Aufbau bei wurzelkanalgefüllten Zähnen*. Zahnmedizin up2date 2: 323-346 (2008)
79. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. *An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator*. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:953-60
80. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E: *Mechanical properties of endodontic posts*. J

- Oral Rehabil*; 24, 882-887 (1997)
81. Lam P P, Palamara J E, Messer H H: *Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation*. *J Endod* 31: 529-532 (2005)
 82. Lassila Lv, Tanner J, Le Bell Am, Narva K, Vallittu Pk: *Flexural properties of fiber reinforced root canal posts*. *Dent Mater*; 20, 29-36 (2004)
 83. Lee J, Nettey-Marbell A, Cook a JR, Pimenta La, Leonard R, Ritter Av: *Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strength*. *J Am Dent Assoc*; 138, 1599-1603 (2007)
 84. Lloyd PM, Palik JF: *The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review*. *J Prosthet Dent*; 69, 32-36 (1993)
 85. Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. *Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests*. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:171-5
 86. Marending M, Luder HU, Brunner TJ, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M. *Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation*. *Int Endod J*. 2007 Oct;40(10):786-93. Epub 2007 Aug 14.
 87. Maria Bateli, Matthias Kern, Martin Wolkewitz, Jörg R Strub, Wael Att. *A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results*. *Clin Oral Investig*. 2014 May;18(4):1181-1187. doi: 10.1007/s00784-013-1065-5. Epub 2013 Jul 31.
 88. Mariko Kubo, Wataru Komada, Shiho Otake, Tasuku Ingaki, Satoshi Omori, Hiroyuki Miura. *The effect of glass fiber posts and ribbons on the fracture strength of teeth with flared root canals restored using composite resin post and cores*. *Journal of prosthodontic research* 62 (2018) 97-103
 89. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. *Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core*. *J Prosthet Dent*. 1998 Nov;80(5):527-32
 90. Meyenberg Kh, Lüthy H, Schärer P: *Zirconia posts: A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth*. *J Esthet Dent*; 2, 73-80 (1995)
 91. Minos Stavridakis, Yiannis Brokos, Ivo Krejci. *Medical Hypotheses: Is the glass half empty or half full? A novel "philosophical" approach to the "mystery" of the so-called ferrule effect (2018)*. *Medical Hypotheses* 115 (2018) 35-41
 92. Miranda VA, Araújo RL, Simamoto JP, Rezende NV, Soares CJ. *The effect of fiber post presence and restorative technique on the biomechanical behavior of*

- endodontically treated maxillary incisors: An in vitro study.* J Prosthet Dent 2012; 108:147-57
93. M.K. Al-Omiri, A.A. Mahmoud, M.R. Rayyan, O. Abu-Hammad. *Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview.* J. Endod. 36 (2010) 1439-1449
94. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. *Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study.* Int J Prosthodont 2003; 16:593-6
95. Mou YB, Chen YM, Smales RJ, Yip KH: *Optimum post and tooth diameters for a cast post-core system.* Am J Dent; 22, 311-314 (2009)
96. Nakabayashi N. *Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism.* J Esthet Dent 1991; 3:133.
97. Naumann M, Blankenstein F, Lange K. *Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro Belastungsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen.* DZZ 2002;57:554-7.
98. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R: *Load capability of excessively flare teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns.* Oper Dent; 31, 699-704 (2006a)
99. Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. *Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: an in vitro evaluation after chewing simulation.* Acta Odontol Scand 2006;64:31-6.
100. Naumann M, Sterzenbach G, Franke A, Dietrich T: *Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs glass fiber prefabricated posts: Preliminary results after up to 3 years.* Int J Prosthodont; 20, 499-503 (2006b)
101. Nergiz I, Schmage P: *Wurzelstifte im Wandel der Zeit.* Endodontie Journal; 1, 10-17 (2004)
102. Nissan J, Dimitry Y, Assif D: *The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length.* J Prosthet Dent; 86, 304-308 (2001)
103. Noack MJ, Locke LS, and Roulet JF. *Marginal adaption of porcelain inlays luted with different composite materials.* J Adhes Dent 1990; 69:161.
104. Parker MH. *Resistance form in tooth preparation.* Dent Clin North AM 2004; 48:387-96
105. Paul SJ and Schärer P. *Plastische Aufbauten in der Kronen- und Brückenprothetik.* Quintessenz 1996; 47:1519-31.

106. P.C. Santos-Filho, C. Veríssmos, P.V. Soares, R.C. Saltarelo, C.J. Soares, L.R. Marcondes Martins. *Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth*. J. Endod 40 (2014) 119-123
107. Perdigao J and Lopez M. *Dentin bonding-state of the art 1999*. Compendium 1999;20(12).
108. Pereira JR, Valle AL, Shiratori FK, Ghizoni JS, Melo MP. *Influence of intraradicular post and crown ferrule on the fracture strength of endodontically-treated teeth*. Braz Dent J 2009; 20:297-302
109. Pereira JR, Neto EMR, Pamato S, Valle AL, Paula VG, Vidotti Ha. *Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different intraradicular posts with different lengths*. Br J Oral Sci 2013; 12:1-4
110. Peroz, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. *Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review*. Quintessence Int. 2005 Oct; 36 (9):737-446
111. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E: *A survey of failed post-retained restorations*. Clin Oral Invest; 12, 37-44 (2008)
112. P. Grund, W.H.-M. Raab, *Zur Pulpatoxizität der Säurekomponente von Befestigungszementen*, Dtsch Zahnärztl Z 1990, 45:608-10.
113. Pini M, Wiskott Hw, Scherrer Ss, Botsis J, Belser Uc: *Mechanical characterization of bovine periodontal ligament*. J Periodontal Res; 37, 237-244 (2002)
114. Plotino, G., Grande, N.M., Bedini, R., Pameijer, C.H., Somma, F., 2007. *Flexural properties of endodontic posts and human root dentin*. Dent. Mater. 23, 1129-1135
115. Preuss A, Rosentritt M, Frankenberger R, Beuer F, Naumann M: *Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of postrestored endodontically treated maxillary central incisors*. Clin Oral Invest; 12, 151-156 (2008)
116. Randow K, Glantz PO *On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study*. Acta Odontol Scand. 1986 Oct;44(5):271-7.
117. Rathke A, Haj-Omer D, Muche R, Haller B: *Effectiveness of bonding fiber posts to root canals and composite core build-ups*. Eur J Oral Sci 117: 604- 610 (2009)
118. R.B. Junqueira, R.F. de Carvalho, C.C. Marinho, M.C. Valera, C.A.T. Carvalho: *Influence of glass fibre post length and remaining dentine thickness on the fracture resistance of root filled teeth*. Int. Endodontic Journal/ Volume 50, Issue 6/ p.569-577

119. R.C.S. Chen, L.R. Chiou, K.H. Chen, *Cytotoxicity of Resin-modified Glass Ionomer Cements*, IADR meeting, Nice, 1998, Abstract #1441.
120. Ree M, Schwartz RS. *The endo-restorative interface: current concepts*. Dent Clin North Am 2010; 54:345-74
121. Reill Mi, Rosentritt M, Naumann M, Handel G, *Int. Endo J.* 2008, 41, 424-430
122. Reißmann, Daniel R./Heydecke, Guido. *Evidenz zu Stiftsystemen*. Quintessenz 59 (2008), Nr. 9
123. Rinke S, Hüls A: *Postendodontische Frontzahnversorgung*. Quintessenz 50: 893-903 (1999)
124. Rolf Kc, Parker Mw, Pelleu Gb: *Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: A photoelastic study*. Oper Dent; 17, 86-92 (1992)
125. Rosentritt M, Leibrock A, Lang R., Behr M, and Handel G. *Gerät zur Simulation des Kauorgans (Kausimulator)*. Materialprüfung 1997;39(77):80.
126. Rosenberg B, Murray PE, Namerow K. *The effect of calcium hydroxide root filling on dentin fracture strength*. Dent Traumatol. 2007 Feb;23(1):26-9.
127. Rosentritt M, Plein t, Kolbeck C, Behr M, Handel G: *In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural teeth and artificial teeth*. Int J Prosthodont; 13, 387-391 (2000b)
128. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A: *Fracture performance of computer-aided manufacturing zirconia and alloy crowns*. Quintessence Int; 40, 655-662 (2009a)
129. Rosentritt M, Reill M, Naumann M, Nowak A, Handel G: *Strength investigation of artificial substitutes for human teeth in in vitro studies*. Int J Prosthodont; 22, 62-64 (2009b)
130. Rosentritt M, C. Aschenbrenner, M. Behr et al. Regensburg, *Farbpenetration bei MOD-Inlays nach fünf Jahren simulierter klinischer Abnutzung* Deutschland. IADR 2010 Nr. 3976
131. R.R. Barcellos, D.P. Correira, A.P. Farina, M.F. Mesquita, C.C. Ferraz, D. Cecchin. *Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness*, J. Biomech. 46 (2013) 2572-2577
132. Santos-Filho PCF, Verissimo C, Queiroz CL, Saltarelo RC, Soares CJ, Barreto BCF. *The effect of type post, crown, and ferrule presence on stress distribution of*

- maxillary central incisors with weakened roots: Finite Element Analysis. J Res Dent* 2013; 2:154-64
133. Sathorn C, Palamara JE, Messer HH (2005) *A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. Journal of Endodontics* 31, 283–7
134. Scharnagel P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, and Handel G. *Simulation of*
1. *physiological tooth mobility in in-vitro stress examination of dental*
2. *restoration in the masticator. CED, Madrid 1997. J Dent Res* 1998; 77(5):1260
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* 34, 93-101 (2009).
136. Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B: *Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: A randomized clinical trial. Int J Prosthodont*; 20, 173-178 (2007)
137. Schmitter M, Huy C, Ohlmann B, Gabbert O, Gilde H, Rammelsberg P. *Fracture resistance of upper and lower incisors restored with glass fiber reinforced posts. J Endod* 2006;32:328-30.
138. Schwatz RS, Robbins JW. *Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod* 2004; 30:289-301
139. 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;97:381-7
140. Signore A, Benedicti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G: *Long term tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. J Dent*; 31, 115-121 (2009)
141. Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: *Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent. 1999 Mar*;27(3):175-181
142. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. *Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res* 2005;19:11-6.
143. Soares CJ1, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. *The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. J Endod. 2008 Aug*;34(8)

144. Sorensen Ja, Ahn S, Berge H, Edelhoff D: *Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. Proceeding of Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry*; 15, 67-84 (2001)
145. S. Singhal, J. Burgess, D. Cakir et al. *Haftfestigkeit an Lava Zirkonoxid, IPS e.max CAD und Paradigm* Birmingham, Alabama, USA. IADR 2010 Nr. 395
146. Standlee Jp, Caputo Aa, Hanson Ec: *Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. J Prosthet Dent*; 39, 400-405 (1978)
147. Standlee Jp, Caputo Aa, Holcomb J: *The dental screw: Comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. J Oral Rehabil*; 9, 23-33 (1982)
148. Stellungnahme der DGMZK: der endodontische behandelte Zahn (2003)
149. Sterzenbach G, Kalberlah S, Beuer F, Frankenberger R, Naumann M. *In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: a pilot study. Acta Odontol Scand* 2011;69:316-8
150. Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB. *Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent* 1970; 24:401-9
151. Shipley, R.J., Becker, W.T., 2002. *Failure analysis continuous fiber reinforced composites*. In: tenth ed. In: Smith, T.W., Grove, R.A. (Eds.), *ASM Handbook: Failure Analysis and Prevention*, volume 11. ASM International, Ohio, pp. 731-743
152. Spazzin AO, Galafassi D, Meira-Júnior AD, Garbin CA. *Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisor restored with direct resin composite. Oper Dent* 2009; 34:223-9.
153. Strub J.R., Türp J.C., Blatz M.B., Heydecke G.: *Vorbehandlung. Aufbau vitaler und avitaler Pfeilerzähne*. In: *Praxis der Zahnheilkunde. Festsitzender Zahnersatz. Prothetik. Band I*. S. 277-299, Quintessenz-Verlag, Berlin (1999)
154. S Y Yang, Y X Zeng, H Cai, M Zhang, Y J Chen, J Wang. *Influence of fracture resistance of prosthesis with different thickness of ferrule restored with fiber post and resin core and crown. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2018 Nov 9;53(11):766-770
155. Taubock TT, Oberlin H, Buchalla W et al. *Comparing the effectiveness of self-curing and light curing in polymerization of dual-cured core buildup materials. J Am Dent Assoc* 2011; 142: 950-956
156. Tavaréz Pb, Bonte E, BoukpeSSI T, Siquera JF JR, Lesfargues JJ: *Prevalence of apical periodontitis in root canal-treated teeth from an urban*

- French population: Influence of the quality of root canal fillings and coronal restorations.* J Endod; 35, 810-813 (2009)
157. Thareja P, Singh S., *Fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors with varying ferrule heights and configurations: in vitro study.* J Conserv Dent 2014; 17:115
158. Thorsteinssons Ts, Yamam P, Craig Rg: *Stress analysis of four prefabricated posts.* J Prosthet Dent; 67, 30-33 (1992)
159. Torbjörner A, Fransson B: *A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth.* Int J Prosthodont; 17, 369-376 (2004a)
160. URL:<https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro9470-eo-x-sytem-dsdeaindv1.pdf> (Stand: 31.01.2019)
161. URL: http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/9257/K70010158-00_PROTAPERNE (Stand: 31.01.2019)
162. URL:<http://multimedia.3m.com/mws/media/205486O/ketactm-cem-technical-profile.pdf> (Stand: 31.01.2019)
163. Vinícius Felipe Wandschera, César Dalmolin Bergoli, Ariele Freitas de Oliveira, Osvaldo Bazzan Kaizera, Alexandre Luiz Souto Borgesd, Inácio da Fontoura Limberguere, Luiz Felipe Valandroa. *Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters.* Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 43 (2015) 69-77
164. Waltimo A, Kononen M: *Maximal bite forces and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients.* Acta Odont Scand; 53, 254-258 (1995)
165. Wesselink P R: *Die Wurzelkanalfüllung (I).* Endodontie 4: 181-181 (1995)
166. Wenjia Xie, Shuying Yang, Qing Hai, Jian Wang: *Effect of Ferrule Thickness on Fracture Resistance of Endodontically Treated Incisors Restored with Fiber Post and Metal Crown.* Int J Prosthodont. May/Jun 2020; 33(3):321-327
167. Wissenschaftliche Dokumentation Monobond Plus Ivoclar Vivadent. (2011)
168. Wissenschaftliche Information Rebuilda DC, Voco, Cuxhaven, D (2009)
169. Wolfgang Bergmann: *Werkstofftechnik 1.* Hanser, S. 152 (2013)
170. Wrbas K, Kampe M, Schirrmeister J, Altenburger M, Hellwig E: *[Retention of fiber posts dependent on different resin cements].* Schweiz Mschr Zahnheil 116: 18-24 (2006)

171. Zandbiglari T, Davids H, Schäfer (2006) *Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics 101, 126–31.
172. Zicari, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. *Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading*. J Dent. 2013 Mar;41(3): 207-15. doi
173. Zidan O, AL-KHATIB Z, GOMEZ-MARIN O: *Obturation of root canals using the single cone gutta-percha technique and dentinal bonding agents*. Int Endod J 20: 128-132 (1987)
174. Zogheib LV, Pereira JR, Valle AL, Oliveira JA, Pegoraro LF. *Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post*. Braz Dent J 2008; 19:29-33

10. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, George Babajew, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: **Vergleichende Untersuchungen zur postendodontischen Versorgung mit einem neuartigen, teilkonfektionierten Glasfasersystem/ Comparative studies on post-endodontic treatment with a novel, partially assembled glass fiber system** selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichtete.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

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

Datum

Unterschrift

11. Lebenslauf

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

12. Danksagungen

Ein großer Dank geht an Herrn Prof. Pospiech für die Überlassung des Themas, die Materialbestellung, die Endkorrektur und die dafür gewidmete Zeit.

Eine Danksagung und liebe Grüße widme ich den Kollegen Frau Sturm und Herr Sturm für die gegenseitige Unterstützung und Motivation im Labor bei der Versuchsdurchführung.

Frau Christin Schöpf und Rainer Toll danke ich für die Laboreinführung und die Übergabe der Materialien.

Ein großer Dank geht auch an Franziska Schmidt für die Unterstützung bei der Planung und Umsetzung der Versuche, Robert Nicic für den Support im Labor und Dr. Zaslansky für die Einführung in die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.

Und nochmals einen großen Dank an meine Familie für jegliche Unterstützung.

13. Bescheinigung der Statistik**CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften**

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Name, Vorname: Babajew, George
Emailadresse: george.babajew@charite.de
Matrikelnummer: 218987
PromotionsbetreuerIn: Prof.Pospiech
Promotionsinstitution / Klinik: Charité Zahnklinik (Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre)

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 BerlinTel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>**Bescheinigung**

Hiermit bescheinige ich, dass Herr George Babajew innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: *02.07.2021*

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- Die statistischen Verfahren entsprechen einer medizinischen Promotion
- Erwähnung multipler Testverfahren
- Hinzufügen aller relevanten statistischen Tabellen und Abbildungen im Ergebnisteil

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 07.07.2021

Name des Beraters/ der Beraterin: Bianca Materne

**Bianca
Materne**Digital unterschrieben
von Bianca Materne
Datum: 2021.07.07
13:37:57 +02'00'

Unterschrift BeraterIn, Institutsstempel