

Aus der Abteilung für Zahnerhaltung, Präventiv- und Kinderzahnmedizin
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Einfluss der intrakanalären Verankerung auf die
maximale Belastbarkeit wurzelkanalbehandelter Frontzähne -
eine In-vitro-Analyse

Influence of the intracanal anchorage on the
maximum load capacity of root canal treated anterior teeth –
an in vitro analysis

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Richard Sturm
aus Berlin

Datum der Promotion: 26.06.2022

Meiner Familie
und Freunden

Inhaltsverzeichnis

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	3
Abkürzungsverzeichnis	5
Zusammenfassung	7
Abstract	9
1. Einleitung	11
1.1 Einführung	11
1.2 Wurzelkanalstifte	11
1.3 Stiftbefestigung	12
1.4 Postendodontische Versorgung	14
1.5 In-vitro-Verfahren zur Ermittlung der maximalen Belastbarkeit	14
2. Problemstellung	16
3. Material und Methode	17
3.1 Probenauswahl	17
3.2 Vorbereitung der Proben	19
3.3 Endodontische Behandlung	19
3.4 Stiftsetzung	20
3.5 Präparation der Zähne	22
3.6 Herstellung der prothetischen Versorgung	23
3.7 Befestigung der Kronen	24
3.8 Bewegliches Einbetten	25
3.9 Einbettung für die Kausimulation	26
3.10 Erstellung der dreidimensionalen Röntgenbilder	28
3.11 Bruchlastversuche	28
3.12 Analyse der Frakturmuster	30
3.13 Rekonstruktion und Analyse der dreidimensionalen Datensätze	31
3.14 Analyse des Versagens an den Grenzflächen	32
3.15 Statistik	33

4. Ergebnisse	34
4.1 Testung der maximalen Bruchlast	34
4.2 Verteilung der Frakturmuster	35
4.3 Oberfläche der Glasfaserstifte und Zahnwurzeln.....	37
4.4 Untersuchung der Proben anhand der Micro-CT Bilder	43
5. Diskussion	45
5.1 Beurteilung der Methodik	45
5.2 Ergebnisse der maximalen Belastbarkeit und Frakturmusteranalyse.....	47
5.3 Einfluss des Stifttyps auf das intrakanaläre Versagen	50
5.4 Analyse der Micro-CT Bilder.....	52
6. Schlussfolgerung	54
7. Literaturverzeichnis	55
8. Anhang	64
8.1 Materialliste	64
8.2 Eidesstattliche Versicherung	68
8.3 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen.....	70
8.4 Auszug aus der Journal Summery List 2020	72
8.5 Corrigendum	74
8.6 Auszug aus der Journal Summery List 2019	76
8.7 Publikation	78
8.8 Lebenslauf	86
8.9 Publikationsliste	88
8.10 Danksagung.....	90

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Bezeichnung	Seite
Tab. 1: Mittelwerte der Probenparameter	17
Abb. 1: Flow Chart: Probenherstellung	18
Abb. 2: Probe in Scanhalterung	19
Abb. 3: Aufbauherstellung	21
Abb. 4: Röntgenkontrollbilder	22
Abb. 5: Präparierter Zahn mit Aufbau	23
Abb. 6: Arbeitsschritte des Kronendesigns	24
Abb. 7: Probe in beweglicher Einbettung	26
Abb. 8: Probe eingebettet zur Kausimulation	26
Tab. 2: Darstellung der Parameter der künstlichen Probenalterung	27
Abb. 9: Beispielhafte Anordnung im Kausimulator	27
Abb. 10: Versuchsaufbau in der Universalprüfmaschine	29
Abb. 11: exemplarischer Kurvenverlauf	29
Abb. 12: Schematische Darstellung der verschiedenen Frakturmuster	30
Abb. 13: μ CT-Bilder einer Probe vor und nach der künstlichen Alterung	31
Tab. 3: Rekonstruktionsparameter der μ CT-Bilder	32
Abb. 14: Schematische Darstellung des Versagens an den Grenzflächen	33
Tab. 4: Ergebnisse Frakturresistenz	34
Tab. 5: Ergebnisse Frakturmuster	35
Abb. 15: Kronenfraktur	36
Abb. 16: cervikale Fraktur	36
Abb. 17: subgingivale und subkrestale Fraktur	36
Tab. 6: Ergebnisse intrakanaläres Versagen	37
Abb. 18: adhäsives Versagen zwischen Komposit und Dentin	38
Abb. 19: adhäsives Versagen zwischen Komposit und Stift	38
Abb. 20: gemischtes Versagen	39
Abb. 21: kohäsives Versagen innerhalb des Komposits	40
Abb. 22: Oberfläche eines ungenutzten Rebuilda®Post	41
Abb. 23: Details der Oberfläche eines Rebuilda®Post nach Belastung	41

Bezeichnung	Seite
Abb. 24: Übersicht genutzter Rebuilda®Post	42
Abb. 25 Alignment Prozess der μ CT-Bilder anhand einer Probe	43
Abb. 26: μ CT-Bilder einer gebrochenen Probe	44
Abb. 27: Querschnitt durch eine μ CT-Aufnahme	44
Tab. 7: Exemplarische Berechnung des C-Faktors anhand zweier Proben	51

Abkürzungsverzeichnis

Eigene Darstellung	eD
Gruppe	G
Schmelzzementgrenze	SZG
Gruppe ohne Stift (<i>no Post group</i>)	GnP
Rebilda Post Gruppe (<i>fiber post group</i>)	GFP
Rebilda Post GT 6 Gruppe (<i>Rebilda Post GT 6 group</i>)	GFB6
Rebilda Post GT 12 Gruppe (<i>Rebilda Post GT 12 group</i>)	GFB12
Arbeitslänge	AL
Wurzelfüllung	WF
beziehungsweise	bzw.
unter anderem	u.a.
International Organization for Standardization	ISO
Stiftstumpfaufbau	SSA
Tabelle	Tab.
Abbildung	Abb.
Nummer	Nr.
ohne Befund	o. B.
Respektive	resp.
Elektronenmikroskopische Untersuchung	SEM
Thermozyklische Beanspruchung (<i>thermocycling</i>)	TMC
Thermomechanische Belastung (<i>thermomechanical load</i>)	TML
Bisphenolglycidylmethacrylat	bis-GMA
Durchmesser	Ø
Grad Celsius	°C
Winkelgrad	°
Polymerisationsschrumpfung	C-Faktor
Standardabweichung (standard deviation)	SD
Natriumhypochlorit	NaOCl
Ethylendiamintetraessigsäure	EDTA
Und so weiter	usw.

Zusammenfassung

Ziel:

Ziel der Untersuchung war es, die maximale Bruchlast von gebündelten Glasfaserstiften, solitären Glasfaserstiften und Verzapfungen aus Komposit nach thermo-mechanischer Belastung zu ermitteln, Versagensmuster zu vergleichen und die Veränderungen durch die thermo-mechanische Alterung zu untersuchen.

Material und Methode:

72 menschliche mittlere Oberkieferfrontzähne wurden in vier Gruppen (n=18) aufgeteilt und erhielten eine Wurzelkanalbehandlung und -füllung.

Die Proben der Gruppe (G) ohne Stift (GnP) wurden mit einer intrakanalär verankerten Füllung (4 mm) aus dualhärtendem Komposit versorgt. Nach einer Stiftbettpräparation (8 mm tief) wurde GFP mit einem solitären Glasfaserstift, GFB6 und GFB12 mit gebündelten Glasfaserstiften (6 bzw. 12 Einzelstifte) aufgebaut. Die Befestigung der Stifte, das Auffüllen der intrakanalären Vertiefung sowie die Herstellung des koronalen Aufbaus erfolgte in allen Gruppen mit dualhärtendem Komposit und einem Adhäsivsystem, welches im „self-etch“ Modus verwendet wurde. Die Zähne wurden zur Aufnahme einer Krone präpariert. Die Befestigung der Lithiumdisilikatkronen erfolgte adhäsiv. Anschließend wurden alle Zähne einer Kausimulation mit gleichzeitiger Temperaturwechselbelastung unterzogen: 50 N, 1,2 10^6 Kauzyklen, Temperatur 5 °C und 55 °C, 10.000 Zyklen. Nach der Testung der maximalen Bruchlast mit einer Universalprüfmaschine im 45°-Winkel erfolgte die Auswertung der Frakturmuster und des Versagens an den Grenzflächen mit einem Reflexions-Multifokus-Mikroskop und Elektronenmikroskopie. Zur Analyse möglicher Auswirkungen der Belastung wurden vor und nach der thermo-mechanischen Alterung Micro-CT Aufnahmen angefertigt.

Ergebnisse:

Die maximale Bruchlast wurde signifikant von der Verankerung beeinflusst ($p < 0,0005$; Kruskal-Wallis-Test). GnP zeigte mit $221 \text{ N} \pm 103 \text{ N}$ signifikant geringere Frakturresistenzen als GFP ($454 \text{ N} \pm 184 \text{ N}$), GFB6 ($477 \text{ N} \pm 250 \text{ N}$) und GFB12 ($478 \text{ N} \pm 260 \text{ N}$). GnP zeigte signifikant häufiger eine Fraktur im Bereich der Präparationsgrenze ($p \leq 0,016$ Chi-Quadrat-Test). Die Untersuchung des intrakanalären Versagens an den Grenzflächen zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,0005$; Chi-Quadrat-Test). GFP zeigte vor allem ein adhäsives Versagen zwischen Stift und Komposit, GFB6 und

GFB12 primär zwischen Komposit und Dentin. Die Analyse mit dem Micro-CT zeigte Veränderungen innerhalb des Komposits im Bereich eingeschlossener Blasen nach der TML.

Schlussfolgerungen:

Die untersuchten Stiftarten unterschieden sich nicht signifikant in ihrer Belastbarkeit. Die Proben, welche mit einer intrakanalären Füllung versorgt worden waren, zeigten Frakturen mit geringerer Destruktion, jedoch signifikant niedrigeren Belastbarkeitswerten. Die Betrachtung des Versagens an den Grenzflächen machte deutlich, dass es meist zu einem adhäsiven Versagen kommt, dieses unterscheidet sich jedoch je nach Stiftart. Die dreidimensionalen Micro-CT-Aufnahmen machen deutlich, dass vor allem Bereiche mit eingeschlossenen Blasen im Komposit anfällig für Veränderungen durch die TML sind.

Abstract

Aim:

To evaluate the maximum load capability of endodontically treated teeth restored with bundled glass fiber posts in comparison to solid fiber posts and composite fillings. In addition, fracture modes, debonding failures and effects of aging inside the samples should be addressed.

Materials and Methods:

The specimens of group GnP were provided with a filling of dual-curing composite. After a post bed preparation, GFP was restored with a solitary glass fiber post, GFB6 and GFB12 with bundled glass fiber posts (6 and 12 single posts, respectively). The posts were cemented, the 4 mm recess filled and the coronal build-up created in all groups with dual-curing composite and an adhesive system used in self-etch mode. The teeth were prepared to receive a crown and lithium disilicate crowns were adhesively cemented.

Samples were subjected to thermo-mechanical loading (TML) (50 N, 1.2 million chewing cycles, 10.000 thermal cycles, 5 - 55 °C) and maximum load capability was determined. Afterwards fracture modes and debonding failures were analyzed using reflexional multi focus microscopy and electron microscopy. To evaluate the effects of aging inside the post-and-core structure, micro-CT scans were performed before and after TML.

Results:

Maximum load capability was significantly influenced by the restoration procedure ($p < 0.0005$; Kruskal-Wallis test). GnP (221 N \pm 103 N) revealed significantly lower values compared to GFP (454 N \pm 184 N), GFB6 (477 N \pm 250 N) and GFB12 (478 N \pm 260 N) ($p \leq 0.001$), which differed not significantly from each other ($p > 0.05$; Mann-Whitney-U-test). Fracture patterns were also influenced significantly by the restoration procedure ($p \leq 0.016$; Chi-square test). Debonding failures differed significantly between GFP, GFB6, GFB12 ($p < 0.0005$, Chi-square-test), GFP showed failures especially between post and composite, GFB6 and GFB12 between composite and dentin. Micro-CT images suggest changes within the composite, according to the thermo-mechanical load.

Conclusion:

Restoring teeth after complete crown loss using bundled glass fiber posts resulted in a comparable maximum load capability to solitary fiber posts, but composite fillings inside the root showed significantly lower values. Fiber posts mostly failed adhesively, either between composite and post or between composite and dentin. The three-dimensional images revealed changes inside the composite, especially in neighborhood to entrapped voids.

1. Einleitung

1.1 Einführung

Wurzelkanalstifte werden in der Zahnmedizin bei der Restauration tief zerstörter Zähne eingesetzt. Hierbei spielt insbesondere die Langlebigkeit der Restauration eine wichtige Rolle, da nach einem Versagen eine Neuversorgung häufig nicht mehr möglich ist und dem Zahn die Extraktion droht. Daher sind neue Materialien, die die Haltbarkeit und Langlebigkeit von Restaurationen verbessern könnten, von großem Interesse.

1.2 Wurzelkanalstifte

Ein Wurzelkanalstift findet Verwendung, wenn es aufgrund von Karies oder eines Traumas zu einem großen Verlust an koronaler Zahnhartsubstanz gekommen ist. Um die Retention der zur Wiederherstellung des Zahnes notwendigen Versorgung zu gewährleisten, muss dann ein Wurzelkanalstift eingebracht werden¹. Voraussetzung für die Befestigung eines solchen Stiftes ist das Entfernen der Wurzelkanalfüllung. Hierbei sollte die verbleibende Wurzelfüllung eine Länge von vier bis fünf Millimetern nicht unterschreiten, da der apikale Verschluss sonst eine unzureichend Dichtigkeit aufweisen könnte².

Unterschieden wird zwischen aktiven und passiven Wurzelkanalstiften, aktive Stifte besitzen ein Gewinde und werden in den Kanal eingeschraubt, wohingegen passive Wurzelkanalstifte in einem vorbereiteten Stiftbett befestigt werden³. Nicht ideal ist, dass aktiv eingebrachte Stifte für erhöhte Frakturraten sorgen, da es bei Verschraubung zu Spannungsspitzen innerhalb der Zahnhartsubstanz kommen kann⁴. Ebenfalls können Stifte anhand ihrer Form unterschieden werden: parallele, konische oder zylindro-konische Formen werden angeboten. Ein klinischer Vorteil einer Form gegenüber anderen Formen wurde bislang nicht gefunden^{5, 6}. Als Materialien für passiv befestigte Stifte kommen sowohl metallische Legierungen (Edel- und Nichtedelmetall-Legierungen, Titan) als auch Zirkonoxid, karbonfaser- und glasfaserverstärkte Stifte, bei denen die Fasern in eine Komposit bzw. Epoxidharzmatrix eingebettet sind, zum Einsatz⁷.

Die unterschiedliche Steifigkeit dieser Materialien erlaubt eine weitere Unterteilung von Wurzelkanalstiften in rigide und eher flexiblere Materialien. Die durchschnittliche Bruchfestigkeit von faserverstärkten Kompositstiften liegt bei nur 430 N⁸, ist jedoch der eines präparierten Zahnes (400 N) ähnlich⁹. Stifte aus Metall oder Keramik haben dahingegen sehr hohe Elastizitätsmoduli von 700 bis 1400 MPa und sind somit sehr steif^{8, 10}. Die Verwendung solcher rigiden Stifte sorgt im Vergleich mit flexibleren Materialien zu sehr hohen Werten für die maximale Belastbarkeit.

Besteht eine große Diskrepanz für die Bruch- und Biegefestigkeiten zwischen Stiftmaterialien und Zahnhartsubstanz, so kann sich dies im Falle eines Versagens negativ auf die Verteilung einwirkender Kräfte innerhalb des restaurierten Zahnes auswirken. So werden die bei der Verwendung von rigiden Stiften aus Metall oder Keramik zu beobachtenden Frakturen der Wurzeln im unteren Drittel begründet ^{11, 12}. Solche irreparablen Frakturmuster haben in den meisten Fällen die Extraktion des Zahnes zur Folge.

Aus diesem Grund wird die Versorgung von Zähnen mit Stiften kritisch beurteilt und die Alternativen finden immer häufiger Anwendung in der täglichen Praxis ¹³. Da für die Verankerung einer Restauration zur Wiederherstellung tief zerstörter Zähne eine intrakanaläre Verankerung unausweichlich ist, rücken Produkte, die ohne eine die Wurzel schwächende Stiftbettbohrung auskommen, immer weiter in den Fokus.

1.3 Stiftbefestigung

Die passiv in den Kanal eingesetzten Stifte müssen mit einem Zement oder Komposit in der Stiftkavität verankert werden. Beim klassischen Zementieren, mit einem Zinkoxidphosphat- oder Glasionomerezement, geschieht dies über eine nach dem Aushärten des Zementes auftretende Friktion zwischen Stiftoberfläche und Zahnhartsubstanz.

Bei der adhäsiven Befestigung wird durch die Infiltration des *amphiphilen* Haftvermittlers (Adhäsiv) in das freigelegte Kollagennetz eine Hybridschicht ausgebildet. Zusätzlich entsteht durch die Penetration des Materials in die Tubuli des Dentins sogenannte *resin tags*. Der Effekt auf die Haftung durch *resin tags* ist jedoch geringer als der durch die Hybridschicht ¹⁴. Die Anzahl der Tubuli und die Menge des freien Kollagens nimmt Richtung apikal ab, da die Zahnhartsubstanz durch die Bildung von Sekundärdentin stärker mineralisiert ist und sich verstärkt irreguläre Strukturen auflagern, wodurch die Haftung in diesem Bereich negativ beeinflusst wird ^{15, 16}. Um das Kollagennetzwerk möglichst gut infiltrieren zu können, ist es notwendig, dass dieses aufgelockert und offen vorliegt und nicht in sich zusammenfällt ¹⁷, was bei übermäßiger Trocknung eintreten kann.

Produkte, die bei der adhäsiven Befestigung von Wurzelkanalstiften Verwendung finden, können selbstadhäsive Befestigungskomposite sein, bei denen die gesonderte Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz entfällt, oder Komposite, bei denen die Verwendung eines Haftvermittlers nötig wird. Hierbei stehen sowohl *Etch & rinse*-, als auch *Self-etch*-Adhäsive zur Verfügung.

Bei sogenannten *Etch & rinse*-Adhäsiven muss die Zahnhartsubstanz vor dem Auftragen des Haftvermittlers mit einer Säure, meist Phosphorsäure, konditioniert werden, um das

Kollagennetzwerk und Dentintubuli freizulegen, die dann nach der Einwirkung mit Wasser abgesprüht wird. Diese Adhäsive zeigen in Kombination mit dualhärtenden Kompositen sehr gute Ergebnisse und werden häufig als „Goldstandard“ angesehen^{17, 18}. Ebenfalls können *Self-etch*-Adhäsive verwendet werden. Diese beinhalten saure Monomere, durch die der gesonderte Schritt der Phosphorsäureätzung entfällt. Diese Adhäsive zeigen ebenfalls einen zuverlässigen Haftverbund zum Wurzelkanalentin¹⁹.

Eine aufgrund der einfachen Handhabung sehr beliebte Produktgruppe sind die selbstadhäsiven Zemente. In-vitro-Studien zeigen, dass diese signifikant höhere Haftwerte bei der Befestigung von Glasfaserstiften zeigen können, als *Etch & rinse*- und *Self-etch*-Adhäsive in Verbindung mit ihren jeweiligen Befestigungskompositen^{20, 21}. Die verwendeten Materialien sollten, wenn möglich, dualhärtend sein, da die selbsthärtenden Komponenten zu einer Aushärtung des Materials innerhalb des gesamten Stiftbettes beitragen, auch in Bereichen, die nicht vom Licht der Polymerisationslampe erreicht werden²².

Für eine vollständige adhäsive Befestigung muss neben einem maximalen Verbund mit dem Dentin des Wurzelkanals auch eine Verbindung mit der Oberfläche des verwendeten Stiftes gelingen. Um eine adhäsive Verbindung zu Glasfaserstiften zu ermöglichen, können diese vorbehandelt werden. Dadurch soll die Möglichkeit geschaffen werden, einen chemisch kovalenten Verbund zu erzielen. Als Vermittler zwischen Stiftoberfläche und Komposit können Silane verwendet werden, diese Moleküle haben die Eigenschaft, sowohl an organische als auch anorganische Stoffe kovalent binden zu können²³. Für diese Verbindung müssen jedoch freie funktionelle Gruppen, z. B. Hydroxyl-Gruppen, zur Verfügung stehen. Dies ist bei vorgefertigten Glasfaserstiften meist nicht der Fall²⁴. Die Freilegung der gewünschten Bindungspartner kann auf verschiedene Weise erfolgen: es wurden das Sandstrahlen, die Verwendung tribochemischer Verfahren oder auch chemische Vorbehandlungsmethoden mit Fluss- oder Salzsäure, Wasserstoffperoxid und Kaliumpermanganat in der Literatur beschrieben²⁴. Nach einer solchen Vorbehandlung ist eine Silanisierung der Stiftoberfläche signifikant effektiver und verbessert die Haftung zum Komposit^{25, 26}, jedoch kann durch diese Arten der Vorbehandlung die Integrität der Stiftoberfläche und damit möglicherweise dessen Stabilität beeinträchtigt werden^{27, 28, 29}. Auch ist der Einsatz kurz vor der Stiftinsertion klinisch nicht praktikabel.

Unabhängig von Stift- oder Befestigungsmaterial ist bei einer adhäsiven Befestigung, verglichen mit der Verwendung klassischer Zemente, mit einer besseren Retention des Stiftes im Wurzelkanal zu rechnen. Studien zeigen bessere Ergebnisse sowohl *in vitro* als auch *in vivo* für adhäsiv befestigte metallische Stifte und Glasfaserstifte^{30, 31, 32}.

1.4 Postendodontische Versorgung

Postendodontische Versorgungen haben die Aufgabe, eine ästhetische und funktionelle Rehabilitation des behandelten Zahnes zu gewährleisten und diesen vor weiteren Frakturen zu bewahren. Frontzähne zeigen aufgrund ihres geringen Substanzangebots und der exponierten Lage im Zahnbogen, welche mit hohen Scher- und lateralen Kräften einhergeht, ein erhöhtes Risiko zu versagen^{4, 33}.

Zähne mit einem geringem Zahnhartsubstanzverlust können nach erfolgreicher Wurzelfüllung mit direkten Füllungsmaterialien wiederhergestellt werden¹⁸. Bei einem hohen Verlust an Zahnhartsubstanz aber, mit nur zwei oder drei verbleibenden Wänden (< 2 mm Dentinwandstärke), sollten die Zähne jedoch mit indirekten Restaurationen versorgt werden. Durch diese wird sowohl ein adäquater koronaler Verschluss erreicht, der eine Reinfektion verhindert^{34, 35}, als auch eine Überkuppung der Höcker vorgenommen, die einen Schutz vor Frakturen gewährleistet^{18, 36}. Ist ein Aufbau des Zahnes mit einem Stiftstumpfaufbau nötig, da keine koronale Zahnhartsubstanz mehr vorhanden ist, sollte dieser mit einer Vollkrone versorgt werden. Für diese ist ein mindestens 2 mm breiter Saum in gesunder Zahnhartsubstanz zu präparieren, der sogenannte „*Ferrule*“ oder Fassreifen. Durch diese Manschette im Dentin wird die Langzeithaltbarkeit der Restauration signifikant verbessert³⁷, da es zu einer gleichmäßigeren Verteilung der einwirkenden Kräfte entlang des Zahnes kommt^{38, 39}.

Im Frontzahnbereich sind aufgrund der besseren ästhetischen Ergebnisse Vollkeramikrestaurationen beliebt, die Art der Zementierung der Kronen zeigt dabei keinen Einfluss auf deren maximale Belastbarkeit⁴⁰.

1.5 In-vitro-Verfahren zur Ermittlung der maximalen Belastbarkeit

Eine Evaluation von Restaurationsmaterialien, deren Anwendung und die Erprobung neuer Restaurationstechniken, lassen sich mit Hilfe von In-vitro-Verfahren durchführen. Eine Untersuchung der maximalen Belastbarkeit von Stiftstumpfaufbauten und Kronen restaurierter Zähne, kann *in vitro* mit verschiedenen Vorgehensweisen erfolgen.

Eine lineare gleichbleibende Belastung ist durch einen konstanten Kraftvektor gekennzeichnet, mit dem die Probe solange belastet wird, bis es zu einem Bruch beziehungsweise zu einem vorher definierten Kraftabfall kommt. Dieser Versuch ermöglicht es, die probenspezifische maximale Belastbarkeit zu ermitteln. Versuchsanordnungen mit zyklischen Belastungen ermöglichen eine Aussage über die Überlebensrate von dentalen Materialien unter repetitiven und damit physiologischeren Belastungen⁴². Die Kausimulation

ist eine solche Methode. Hier werden thermische Veränderungen und mechanische Belastungen möglichst ähnlich zu denen in der Mundhöhle durchgeführt ⁴³.

Zwar würde eine Versagenstestung dentaler Materialien durch zyklische Wiederholung den Bedingungen *in vivo* am ehesten entsprechen, falls die Beanspruchungsparameter Belastungsdauer und Beanspruchungskraft aber zu gering gewählt würden, ist es möglich, dass es nicht zu einem Versagen innerhalb der geplanten Versuchszeit kommt und somit keine Ergebnisse vorliegen. Den genauen Zeitpunkt des Versagens zu detektieren ist ebenfalls schwer, da es häufig zu einer initialen Rissbildung kommt, die unbemerkt bleiben kann. Daher ist eine Kombination aus zyklischer und statischer Belastung ein probates Mittel, um klinisches Verhalten zu simulieren und interpretierbare Ergebnisse zu erhalten ⁴⁴.

Die zeitgleich oder alternierend zur mechanischen Belastung durchgeführte thermische Belastung von Proben in Wasserbädern ist ebenfalls sinnvoll, da sie zum einen eine natürliche Belastung besser abbildet und der thermische Stress ebenfalls zu einer Schwächung des Verbundes führt ⁴⁵.

Da Zähne natürlicherweise beweglich innerhalb der Alveole befestigt sind, sollte dies bei In-vitro-Verfahren berücksichtigt werden. Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten, eine bewegliche Befestigung zu simulieren, bislang konnte aber kein klarer Vorteil für eine bestimmte Methode festgestellt werden ⁴⁴.

Bei der Auswertung der Ergebnisse darf die Art der vorangegangenen Probenalterung und der Versorgungsgrad der dentalen Proben nicht unberücksichtigt bleiben. So zeigten Proben, die nach der Versorgung mit einem Wurzelkanalstift nicht mit einer definitiven Krone versorgt werden, häufig niedrigere maximale Belastungswerte, als solche, die mit einer definitiven Restauration wiederhergestellt wurden ⁴¹.

Eine künstliche Probenalterung kann jedoch die maximale Belastbarkeit reduzieren ⁴², daher ist es bei der Auswertung und dem Vergleich verschiedener Arbeiten nötig, diesen Faktor zu berücksichtigen.

2. Problemstellung

Bei der Vorbereitung eines wurzelkanalbehandelten Zahnes mit einer Stiftbettpräparation für die Aufnahme eines Wurzelkanalstiftes und durch die Präparation für eine indirekte Restauration wird der Zahn durch den Verlust an Substanz stark geschwächt ⁴³. Dieser Verlust innerer und äußerer Zahnhartsubstanz, welcher bei der Trepanation der Pulpa-kammer, der mechanischen Reinigung des Wurzelkanalsystems und der Stiftbettbohrung auftritt, kann zumeist nicht verhindert werden.

Die Darstellung des Wurzelkanalsystems sowie dessen Reinigung und der damit verbundene Verlust an Zahnhartsubstanz durch die Instrumentierung lassen sich nicht vermeiden, da ein langfristiger Erfolg der Wurzelkanalbehandlung nur durch eine chemo-mechanische Präparation des Wurzelkanalsystems gewährleistet werden kann ⁴⁴.

Eine Möglichkeit, den präparativen Substanzverlust zu verringern, ist der Verzicht auf die Präparation des Stiftbettes. Diese Schonung koronaler Zahnhartsubstanz würde sich positiv auf die Stabilität des Zahnes auswirken ^{45, 46, 47}. So kann beispielsweise in einen unpräparierten Wurzelkanal nach Entfernen der Wurzelfüllung ein solitärer Stift angepasster Größe eingebracht oder ein flexibler, an den Kanal adaptierbarer Stift, eingesetzt werden. Bei der Verwendung individuell adaptierbarer Stifte bietet sich die Chance, ohne weiteren Substanzverlust eine ausreichende Retention für die Aufbaufüllung zu erzielen. In der vorliegenden Arbeit wird die maximale Belastbarkeit eines klassischen solitären Wurzelkanalstiftes mit der von weiteren Stiftarten, wie individuell adaptierbaren Stiften aus gebündelten Fasern und einer Verankerung aus Komposit, verglichen.

Da vorangegangene Untersuchungen dieser Faserbündel eine erhöhte Anzahl von Inhomogenitäten und Lufteinschlüssen innerhalb des Befestigungskomposits feststellten ⁴⁸, gilt es zu klären, ob diese zu einer Schwächung des postendodontischen Komplexes führen.

3. Material und Methode

3.1 Probenauswahl

72 mittlere menschliche Oberkieferfrontzähne wurden nach den folgenden Kriterien ausgewählt: keine Frakturen oder Zahnhartsubstanzdefekte im Wurzelbereich, keine Krümmung der Wurzel größer als 15 ° und eine Mindestlänge von 12 mm, gemessen von der approximalen Schmelzzementgrenze bis zur Wurzelspitze (Protokoll der Ethikkommission EA4/102/14). Die Proben wurden zwischen den Arbeitsschritten (Abb. 1) in 0,5 %iger Chloramin-T-Lösung (Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland) gelagert.

Die Zähne wurden anhand ihres Schnittflächenproduktes (Tab. 1), in 4 Gruppen (n=18) aufgeteilt. Für die Bestimmung des Schnittflächenproduktes wurden die Proben in vestibulo-oraler und mesio-distaler Richtung auf Höhe der Schmelzzementgrenze vermessen. Die ermittelten Werte wurden miteinander multipliziert, um die Fläche zu berechnen und so eine Aufteilung in vier Gruppen zu ermöglichen. Die Proben wurden anhand der Größe des Schnittflächenproduktes von klein nach groß sortiert und in folgender Reihenfolge abwechseln auf die vier Gruppen verteilt: 1, 2, 3, 4, 4, 3, 2, 1, 1, 2, usw.

Durch das gewählte Vorgehen ergab sich ein gleichmäßiges Schnittflächenprodukt für die vier Probengruppen (Tab. 1).

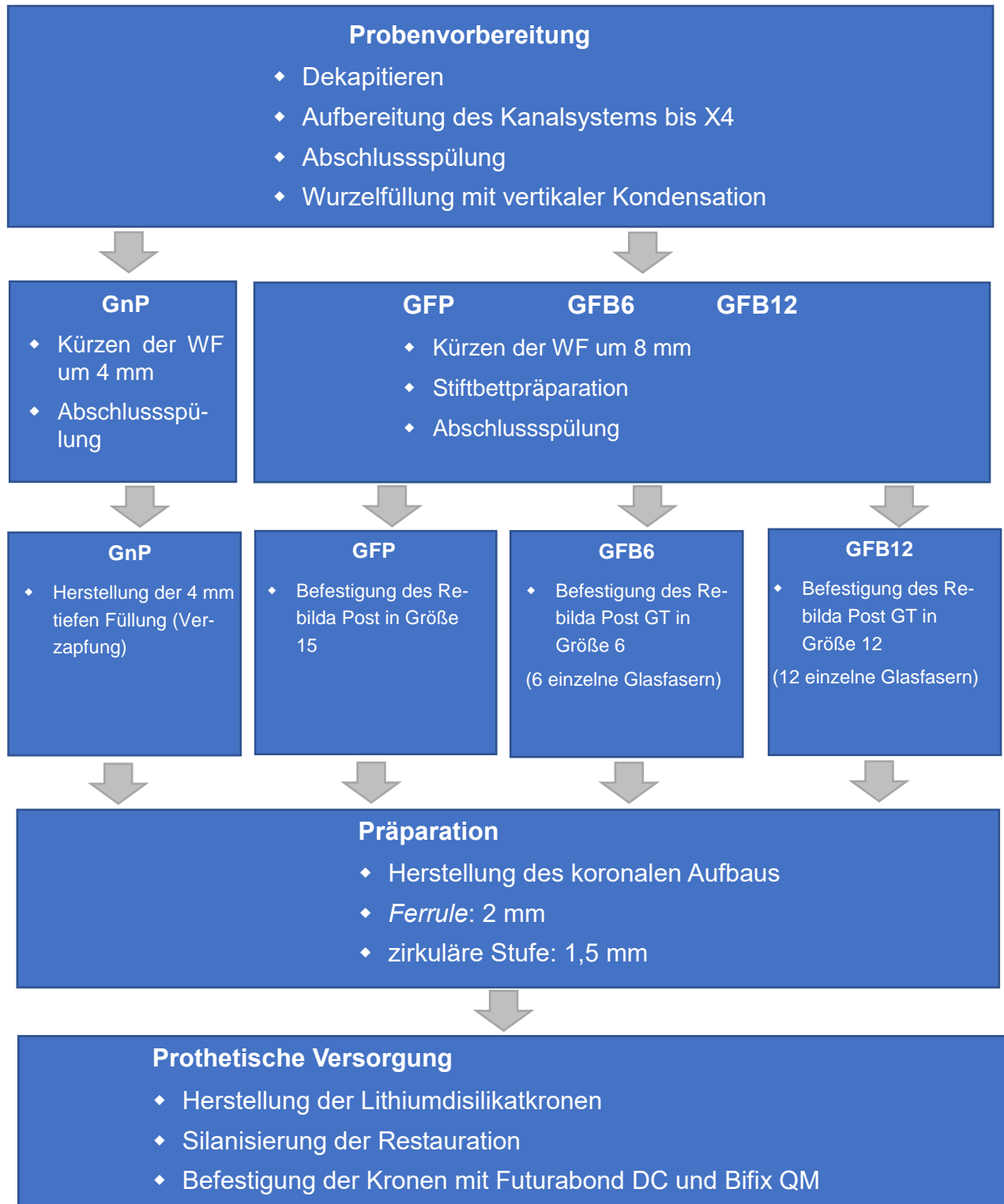
Die *No-post*-Gruppe (GnP) wurde mit einer 4 mm tiefen Kompositverzäpfung (Rebilda DC; VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland), die *Fiberpost*-Gruppe (GFP) mit einem solitären Glasfaserstift (Rebilda Post 15; VOCO), die *Fiber-Bundlepost*-Gruppen (GFB6 und GFB12) jeweils mit einem Rebilda Post GT (VOCO) in verschiedenen Größen versorgt.

Tabelle 1^{eD}: Übersicht über die Mittelwerte der Schnittflächenprodukte je Gruppe und weitere Parameter

Gruppe	Durchschnittliches Schnittflächenprodukt [mm ²]	Kronenlänge [mm]	Wurzellänge [mm]	Anzahl n
GnP	42,1	7,8	16,5	18
GFP	42,2	7,8	16,4	18
GFB6	42,1	7,6	16,3	18
GFB12	42,2	7,7	16,5	18

Probengruppen: GnP: Verzäpfung, GFP: Rebilda Post 15, GFB6: Rebilda Post GT 6, GFB12: Rebilda Post GT 12

Die Zähne wurden mit einem Ultraschallscaler unter Wasserkühlung gereinigt. Kariöse Läsionen, die nach einer Präparation noch vorhanden waren, führten im Nachhinein zu einem Ausschluss der Probe. Während aller Arbeitsschritte (Abb. 1) wurden die Proben feucht gehalten.



Probengruppen: GnP: Verzapfung, GFP: Rebilida Post 15, GFB6: Rebilida PostGT 6, GFB12: Rebilida PostGT 12

Abbildung 1^{ed}: Flow Chart zur Probenherstellung

3.2 Vorbereitung der Proben

Von jeder Probe wurde eine Abformung der intakten klinischen Krone mit Silaplast Futur (Detax GmbH & Co KG., Ettlingen, Deutschland) genommen, somit ließ sich ein späterer Aufbau zur Befestigung einer Krone herstellen, der den ursprünglichen Dimensionen der später abgetrennten Krone entsprach.

Mit demselben Ziel wurde ein Ausgangsscan der Krone jeder Probe mit der Omnicam des Cerec AC Gerätes (Programm Cerec SW 4.4.4 Cerec-System; Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA) im Herstellungsmodus „Biokopie“ unter Verwendung einer individuellen Scanhalterung (Abb. 2), aus Futar[®] D (Kettenbach GmbH & Co. KG., Eschenburg, Deutschland) angefertigt.

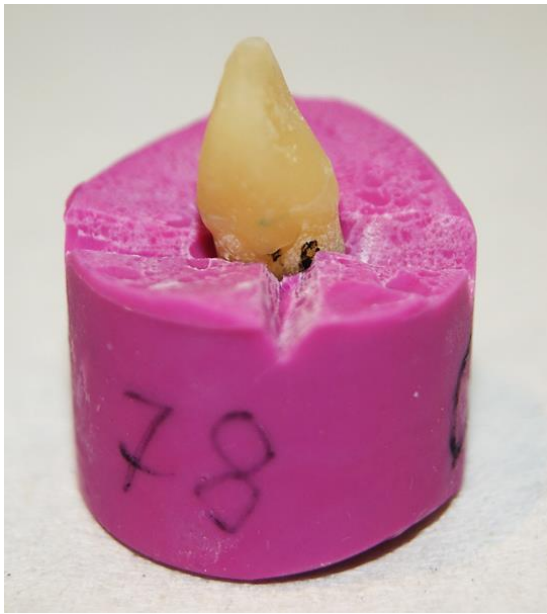


Abbildung 2^{ED}: Probe in der Scanhalterung. Die eingeschnittenen Keile die im vorderen und linken Bereich der Halterung sichtbar sind dienen dem Scanner als Anhaltspunkte und wurden als Orientierungspunkte für den Scanner benötigt.

3.3 Endodontische Behandlung

Die Proben wurden auf Höhe der approximalen SZG mit Hilfe einer Diamant-Bandsäge Exakt 300 CL (EXAKT Advanced Technologies GmbH, Norderstedt, Deutschland) mit einem 0,2 mm breiten Sägeband dekapitiert und bis zu einer Tiefe von 4 mm mit einem Gates-Glidden-Bohrer der Größe III erweitert. Zur Festlegung der Arbeitslänge wurde eine C-Pilot Feile ISO 10 (Dentsply Sirona) im Kanal vorgeschoben bis sie am Foramen apicale sichtbar war, von dieser Länge wurde 1 mm abgezogen.

Es erfolgte eine endodontische Behandlung mit dem ProTaper Next[®] System (Dentsply Sirona) kontinuierlich rotierend bis zur Größe X4 (40.06). Zwischen jedem Feilenwechsel wurde mit einer Feile der Größe ISO 10 (Dentsply Sirona) rekapituliert und mit 3%-iger NaOCl-Lösung (Natriumhypochloritlösung, Hedinger, Stuttgart, Deutschland) gespült.

Die Abschlussspülung erfolgte mit 3%-iger NaOCl-Lösung und mit 17%-igem EDTA (Ethylendiamintetraessigsäure, Lege artis Pharma & GmbH + Co. KG, Dettenhausen, Deutschland). Alle Lösungen wurden jeweils für 30 s mit einem Ultraschallscaler (Dentsply Sirona) aktiviert, indem dieser an einer auf Arbeitslänge inserierten Handfeile ISO 15 (Dentsply Sirona) gehalten wurde, dann wurde der Kanal mit Papierspitzen (Größe X4, Dentsply Sirona) auf Arbeitslänge getrocknet.

Für die Wurzelfüllung wurden konfektionierte Guttapercha-Stifte des ProTaper Next® Systems (Dentsply Sirona) in der Größe X4 verwendet und als Sealer diente AH Plus (Dentsply Sirona). Die Obturation erfolgte durch vertikale Kondensation mit dem Calamus® Dual Gerät (Dentsply Sirona), hierbei wurde die Füllung soweit mit dem heißen Plugger entfernt, dass eine intrakanaläre Befestigung von 8 mm Länge eingebracht werden konnte, in Gruppe *nP* wurde nun warme injizierbare Guttapercha bis 4 mm vor den Kanaleingang eingebracht und mit Handpluggern kondensiert.

3.4 Stiftsetzung

Bevor in den Gruppen *FP* (Rebilda Post 15), *FB6* (Rebilda Post GT 6) und *FB12* (Rebilda Post GT 12) mit der Stiftsetzung begonnen wurde, musste der Kanal zur Standardisierung des Zahnhartsubstanzverlustes erweitert werden. Dies erfolgte mit dem Rebilda Post *Reamer* (VOCO) Ø 0,7 mm und dem Rebilda Post *Drill* (VOCO) Ø 1,5 mm bis auf 8 mm Tiefe. Abschließend wurde in allen Gruppen eine Abschlussspülung durchgeführt, hierbei kamen 1%-iges NaOCl, destilliertes Wasser und 99%-iges Ethanol zum Einsatz. Sowohl die NaOCl-Lösung als auch das destillierte Wasser wurden wieder mit Ultraschall (Dentsply Sirona) für je 30 s aktiviert, die Stiftbettkavität wurde mit Papierspitzen (Größe X4, Dentsply Sirona) getrocknet.

Für die adhäsive Befestigung wurde in allen Gruppen Rebilda DC (VOCO) und Futurabond U (VOCO) verwendet. Das Adhäsivsystem wurde mit *Microbrushes* auf dem luftgetrockneten Zahn verteilt und dann für 20 s mit dem *Endo Tim* Applikationstip (VOCO) in den Kanal einmassiert. Zum Schluss wurden Überschüsse des Adhäsivsystems mit einer Papierspitze (Größe X4) aufgesaugt.

Bei den Proben der Gruppe *nP* wurde eine 4 mm tiefe Verzäpfung aus Komposit hergestellt. Das Material Rebilda® DC (VOCO) wurde nach der oben beschriebenen Konditionierung der Zahnhartsubstanz (Futurabond U, VOCO), mit einem *Intraoral Tip Type 1* (VOCO) unter Kontakt zur Wurzelfüllung injiziert und erst nach vollständiger Füllung der Vertiefung unter ständiger Applikation weiteren Materials herausgezogen.

Das Kompositmaterial wurde mit LED-Lichtgerät (Elipar Freelight 2, 3M Espe, Neuss, Deutschland) 40 s gehärtet. Dann wurde die Probe in der Vorabformung positioniert (Abb. 3) und der koronale Aufbau hergestellt, indem Rebilda DC (VOCO) unter Verwendung des *Mixing Tip Type 11* und *Mixing Tip Type 1* zu Beginn unter Kontakt zur Zahnhartsubstanz durch eine Öffnung auf der inzisalen Seite der Vorabformung eingefüllt wurde. Die Öffnung diente nicht nur dem Einfüllen des Komposits, sondern bot auch den bisher ungekürzten Stiften Platz. Nach 5 min war das Material ausgehärtet und die Vorabformung konnte entfernt werden.

In den Gruppen *FP*, *FB6* und *FB12* (Stiftgruppen) wurde das Material Rebilda DC (VOCO) ebenfalls mit einer dünnen Applikationskanüle (*Intraoral Tip Type 1*; VOCO) in den Kanal eingebracht. Zeitgleich wurde der jeweilige Stift für 60 s mit Ceramic Bond (VOCO) benetzt, bei den Stiften Rebilda Post GT (VOCO) wurde die Manschette, die die einzelnen Fasern zusammenhält, vorher gelockert.

Die Stifte wurden mit einer Pinzette im Wurzelkanal positioniert und unter moderatem Fingerdruck, so tief wie möglich in den Kanal eingebracht und anschließend für 40 s mit LED-Licht (Elipar Freelight 2, 3M Espe, Neuss, Deutschland) gehärtet.

Die einzelnen Fasern der Rebilda Post GT (VOCO) wurden nach dem Entfernen der Manschette unter Verwendung eines *Finger Spreaders ISO 15* (Dentsply Sirona) im Kanal individuell angepasst und anschließend lichtgehärtet.

Die Herstellung der Aufbaufüllung erfolgte für alle Gruppen wie zuvor beschrieben (Abb. 3).



Abbildung 3^{9D}: Links: Probe mit Verzäpfung aus Komposit (GnP). Rechts: Probe mit Rebilda Post GT 6. Die Proben liegen in ihren halbierten Vorabformungen zur Herstellung einer Kopie der ursprünglichen Krone.

Von den Proben wurden anschließend in vestibulo-oraler Richtung Röntgenaufnahmen angefertigt (Heliodent Plus; Dentsply Sirona).

Die Einstellungen betragen: 2 mm Film-/Objekt-Abstand, Film-/Fokus-Abstand 25 cm, Belichtungszeit 0,05 s bei einer Spannung von 7 mA.

Die Bilder dienten zur Kontrolle der Stiftsetzung und um klinisch insuffiziente Proben ausschließen zu können (Abb. 4).

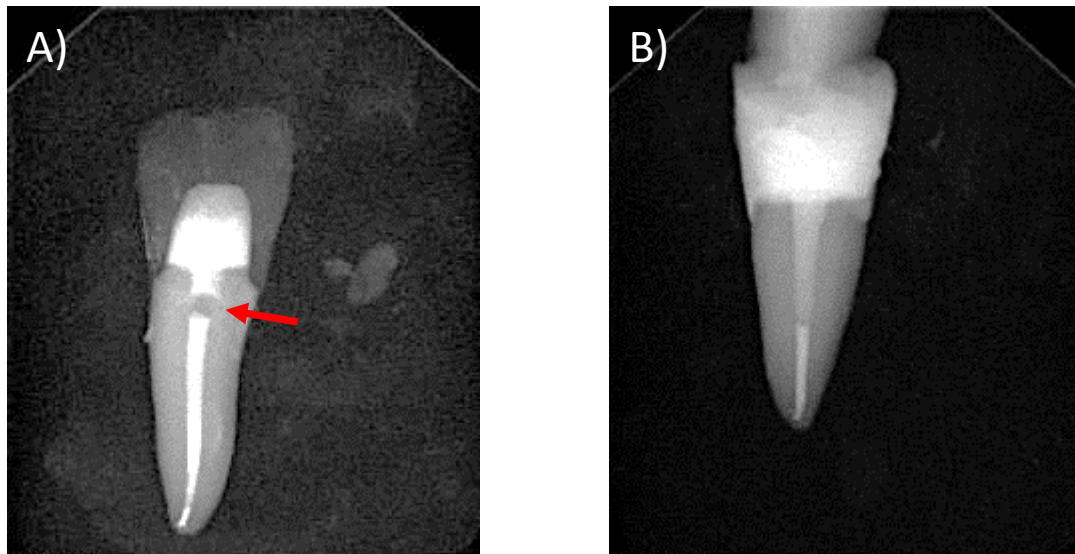


Abbildung 4^{ED}: Röntgenkontrollbilder

A) Probe mit Verzapfung aus Komposit und Provisorium, bei der die postendodontische Versorgung aufgrund einer eingeschlossenen Blase (Pfeil) revidiert werden muss.

B) Röntgenologisch blasenfreie Stiftsetzung.

3.5 Präparation der Zähne

Die Zähne wurden zur Aufnahme einer Vollkeramikkrone mit einer ausgeprägten Hohlkehle und einem zirkulären Ferrule von 2 mm präpariert (Abb. 5).

Für die Präparation des Zahnes zur Aufnahme einer Krone wurden diamantierte Schleifer in einem Schnellläufer unter Wasserkühlung mit 40.000 U/min verwendet und Feinstkorn-diamanten bei 20.000 U/min und Wasserkühlung zum Finieren.

Es wurde ein Präparationswinkel von 10° und eine Reduktion von 1,5 mm angestrebt. Die Präparationsgrenze lag in natürlicher Zahnhartsubstanz und bildete eine Dentinmanschette (*Ferrule*) von 2 mm Höhe



Abbildung 5^{eD}:

Präparierter Zahn mit Stiftstumpfaufbau
Ferrule (roter Pfeil) von 2 mm Höhe.

3.6 Herstellung der prothetischen Versorgung

Die Herstellung der Kronen wurde mit dem Cerec-System (Sirona) durchgeführt und das Material IPS e.max[®] CAD (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) verwendet. Der *Scan* der Proben wurde mit der Omnicam des Cerec AC (Dentsply Sirona) Gerätes durchgeführt mit dem Programm Cerec SW 4.4.4 und der Einstellung „Biokopie“. Hierzu wurde die in ihren Scanvorrichtungen sitzenden Proben von inzisal beginnend über die vestibuläre Fläche von distal über die orale Fläche nach mesial geführt.

Die Konstruktion der Kronen begann mit der Einstellung der Restaurationsparameter (Mindeststärke von 1,5 mm); die Korrelation des Ausgangsscans und des Scans nach Präparation erfolgte automatisch.

Die Präparationsgrenze wurde manuell nachgezeichnet, die Einschubrichtung bestimmt und die Kopierlinie festgelegt. Das nun vorgeschlagene Kronendesign orientierte sich an der ursprünglichen Krone, es wurde nur modifiziert, wenn die gewünschte Mindestdicke von 1,5 mm nicht vorlag (Abb. 6).

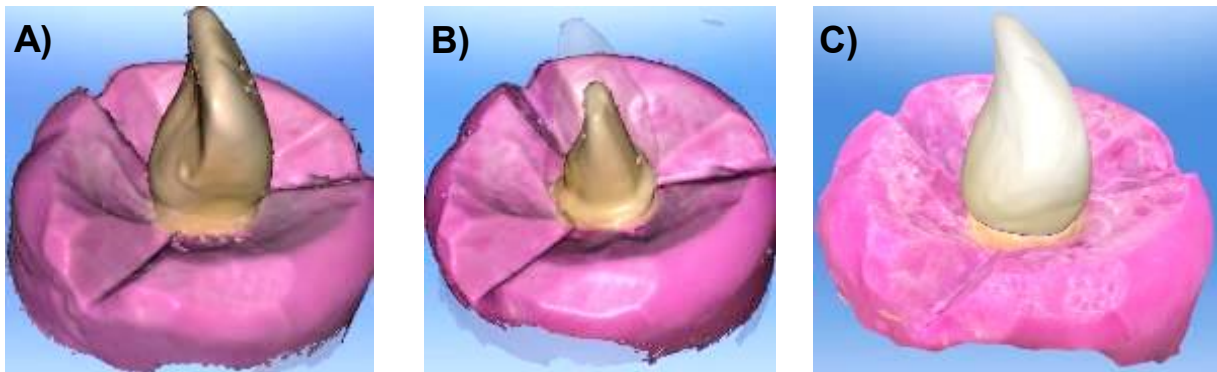


Abbildung 6^{eD}: Arbeitsschritte des Kronendesings

- A) Ausgangsscan des Zahnes
- B) Präparierter Stumpf, die vorherige Zahnform wird leicht über den Stumpf projiziert
- C) Bei der automatisch konstruierten Krone werden anschließend noch die Parameter kontrolliert

Die Kronenherstellung erfolgte mit der Keramik IPS e.max[®] CAD (Ivoclar Vivadent), der Schleifmaschine Cerec MCXL (Dentsply Sirona) und den Schleifern *Cylinder PointedBur* 12s und *StepBur* 12 (Dentsply Sirona) im Schleifprogramm „Fein“.

Das Brennen erfolgte im Brennofen Programat CS3 (Ivoclar Vivadent) unter Verwendung des *Speed* Kristallisationsprogramms „P1“.

3.7 Befestigung der Kronen

Die fertiggestellten Kronen aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik wurden auf die Stümpfe auf-gepasst anschließend mit Alkohol gereinigt.

Vor der Zementierung wurden die Kronen mit 9,5%-iger Flusssäure (Porcelain Etch; Ultradent Products, South Jordan, Utah, USA) für 20 s auf der Innenseite geätzt, mit Wasser kräftig abgesprüht, getrocknet und für 60 s mit Ceramic Bond (VOCO) bestrichen, Rückstände wurden verpustet.

Der Stumpf wurde mit Futurabond[®] DC (VOCO) vorbereitet, indem dieses für 20 s einmassiert, 5 s luftgetrocknet und 10 s lichtgehärtet wurde, der adhäsive Befestigungszement Bifix QM (VOCO) wurde in das Restoraionslumen eingefüllt, die Krone auf den Stumpf aufgesetzt und bis zum Anschlag aufgedrückt.

Das Material wurde initial für 1-2 s lichtgehärtet, dann konnten die Überschüsse entfernt werden, das Glycerin-Gel (Liquid Strip; Ivoclar Vivadent) aufgetragen und das Komposit für weitere 60 s lichtgehärtet werden.

3.8 Bewegliches Einbetten

Um die natürliche bewegliche Aufhängung von Zähnen innerhalb ihres Knochenfachs simulieren zu können, wurden die Proben mit Hilfe eines weichbleibenden Unterfütterungsmaterials für Prothesen (Mollosil® plus; Detax) in eine Kunststoffform eingebettet, dieses Procedere wurde modifiziert nach Sterzenbach *et al.* ⁴⁹ angewendet.

Hierfür wurden die Wurzeln drei Sekunden lang in ein Wachsbad getaucht, anschließend wurde auf Höhe der Schmelzzementgrenze ein 3 mm dicker Wachsdraht befestigt.

Zur Einbettung wurden die Zähne in einem Winkel von 0° zur Zahnachse an einem Parallelometer befestigt. Der Einbettungskunststoff (Technovit® 4004; Kulzer Mitsui Chemicals Group, Hanau, Deutschland) wurde in einem Verhältnis von 2:1 (Pulver: Flüssigkeit) in eine Metallhülse eingefüllt und der Zahn in die Hülse abgesenkt. Die Aushärtung des Materials dauerte 10 min, dieser Vorgang fand in einem Wasserbad statt.

Im Anschluss wurde für eine spätere Repositionierung des Zahnes eine Überabformung mit Silaplast Futur (Detax) angefertigt und die Position wurde mit 3 Strichen an korrespondierenden Stellen der Probenhülse und der Abformung markiert. Das Wachs wurde durch heißes Wasser aus der Kunststoffform und von den Wurzeln entfernt.

Anschließend wurden die Zahnwurzeln und das Innere des Kunststoffs mit gebrauchstüblichem Aluminiumoxid-Pulver bei 3 bar Druck abgestrahlt (Gerätename) und die Zähne wurden mit einem dünnflüssigen Prothesenkunststoff-Monomer-Gemisch (Paladur®, Kulzer) dünn bestrichen. Nachdem der Kunststoff getrocknet war, wurden die Proben erneut bei 1 bar Druck mit Aluminiumoxid-Pulver abgestrahlt und mit dem *Primer* (Mollosil® plus *Primer*, Detax) des weichbleibenden Kunststoffes bestrichen. Die Kunststoffformen für die Wurzeln wurden mit dem weichbleibenden Kunststoff (Mollosil® plus, Detax) befüllt und die Proben mit Hilfe der Überabformung exakt in diesen repositioniert. Nach der Aushärtung (5 min) wurden die Überabformungen abgezogen und die Überschüsse entfernt (Abb.7).

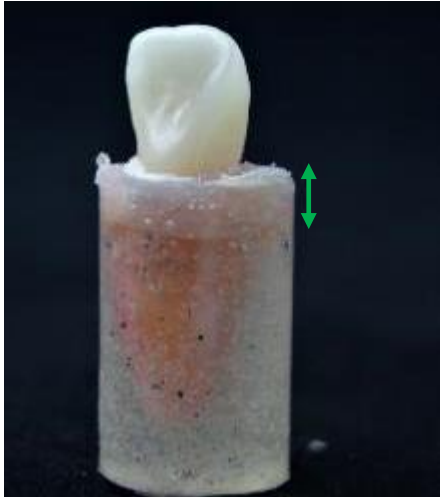


Abbildung 7^{eD}:

Probe nach Versäubern der beweglichen Einbettung.

Der durch einen grünen Pfeil gekennzeichnete Bereich stellt die biologische Breite dar.

3.9 Einbettung für die Kausimulation

Die Proben in ihrer beweglichen Einbettung (Abb. 7) mussten nun für die Belastung im Kausimulator (CS-4.8; SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) eingebettet werden (Abb. 8).

Hierfür wurde zuerst mit einem Messschieber der zentrale Punkt auf der *palatinalen* Fläche des Zahnes 2 mm unterhalb der Inzisalkante ermittelt und mit einem Punkt gekennzeichnet. Die Proben wurden mit Hilfe von Boxing-Wachs (YETI Dentalprodukte GmbH; Engen; Deutschland) an dem Antagonisten des Kausimulators, bestehend aus einer Steatitkugel (SD Mechatronik GmbH) mit einem Durchmesser von 6 mm, befestigt, so dass diese am markierten Punkt Kontakt hatten. Der spätere Belastungswinkel von 45° wurde mit einer Schablone festgelegt. Der Kunststoff (Technovit® 4071, Kulzer) für diese Einbettung wurde im Verhältnis von 2:1 angemischt und in einen Probentopf eingefüllt. Dieser wurde in der Einbettvorrichtung positioniert und die Probe bis zum oberen Rand der Metallhülse versenkt (Abb. 8). Die Aushärtung des Kunststoffes dauerte 15 min.



Abbildung 8^{eD}:

Die Probe in ihrer beweglichen Einbettung wird in einer Metallhülse in einem Winkel von 45° zur Tischenebene für die Kausimulation eingebettet.

Für die anschließende Kausimulation mit *Thermocycling* im Kausimulator (CS-4.8; SD Mechatronik) galten die Werte folgender Tabelle 2:

Tabelle 2^{eD}: Darstellung der Parameter der künstlichen Probenalterung

Kauzyklen	$1,2 \cdot 10^6$
Frequenz	1,3 Hz
Hubhöhe	8 mm
Kraft	50 N
Temperatur	5°C und 55°C
Zyklusdauer	60 s
Thermozyklen	10.000

Kausimulation und thermische Alterung aller Proben unter Last erfolgten in einem Winkel von 45° zentral auf die palatinale Fläche, 2 mm unterhalb der Inzisalkante, mit einer Steatitkugel von Ø 6 mm als Antagonist (Abb. 9).



Abbildung 9^{eD}: Die Abbildung zeigt einen beispielhaft in Silaplast Futur (Detax) eingebetteten Zahn im Kausimulator. Die Steatitkugel trifft in einem Winkel von 45° zentral auf die palatinale Fläche des Zahnes.

3.10 Erstellung der dreidimensionalen Röntgenbilder

Im Anschluss an die bewegliche Einbettung für die Kausimulation wurde jeweils eine Probe jeder Gruppe mit einem Mikrotomographen (SkyScan 1172; Bruker Corporation; Billerica, Massachusetts, USA) gescannt. Während des Scanprozesses wurden die Proben feucht gelagert. Es galten folgende Einstellungen: Pixelgröße 9,9 μm , Aluminium-Kupfer-Filter, Rotationsschritt 0,2°, Spannung 100 kV, Stromquelle 100 μA .

Nach der thermo-mechanischen Belastung wurden dieselben Proben erneut gescannt, so dass insgesamt 8 dreidimensionale Datensätze von 4 Proben vorlagen, von jeder Probe jeweils einer vor und nach der künstlichen Probenalterung.

3.11 Bruchlastversuche

Die Testung der maximalen Bruchlast (F_{max}) wurde mit einer Prüfmaschine Zwick Z010 (Zwick Roell, Ulm, Deutschland) durchgeführt, hierfür wurden die Proben in einem Interinzisalwinkel von 45° eingespannt (Abb. 10). Der Steatitstempel hatte 2 mm unterhalb der Inzisalkante Kontakt zur Probe, dazwischen wurde eine 1 mm dicke Zinnfolie platziert.

Während der Belastung wurde die maximal applizierte Kraft und der vom Antagonisten zurückgelegte Weg aufgezeichnet. Gemessen wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/s bis zum Versagen der Probe bzw. einer Kraftabfallschwelle von 50% der Maximalkraft. Die Verläufe aller Messungen wurden als Graphen aufgezeichnet (Abb. 11), mit der Kraft in Abhängigkeit vom zurückgelegten Weg, die Angabe des Maximalwertes für jede Probe wurde ebenfalls aufgezeichnet.

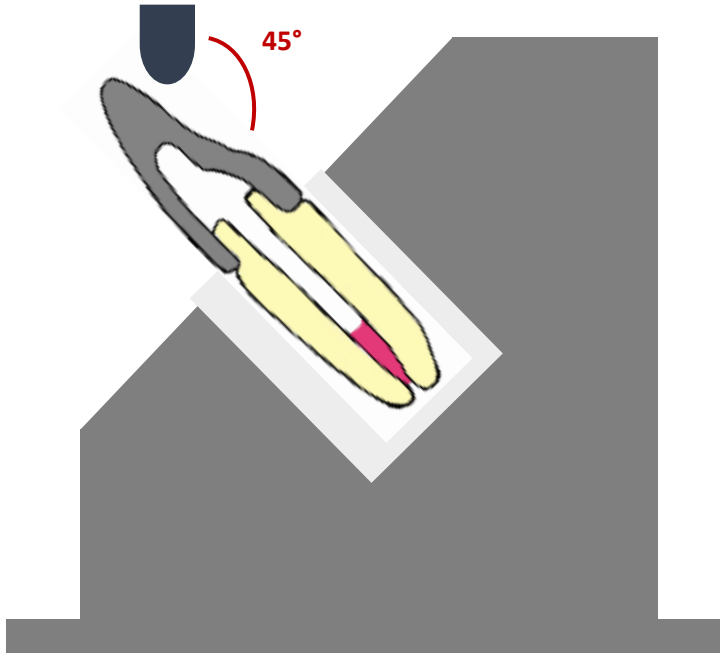


Abbildung 10^{eD}: Die Probe wird in ihrer beweglichen Einbettung in die speziell für die Universalprüfmaschine angefertigten Probenhalterung gesetzt. Dann kann die gesamte Apparatur so ausgerichtet werden, dass der Antagonist in einem Interinzisalwinkel von 45° 2 mm unterhalb der Inzisalkante auf die Probe trifft.

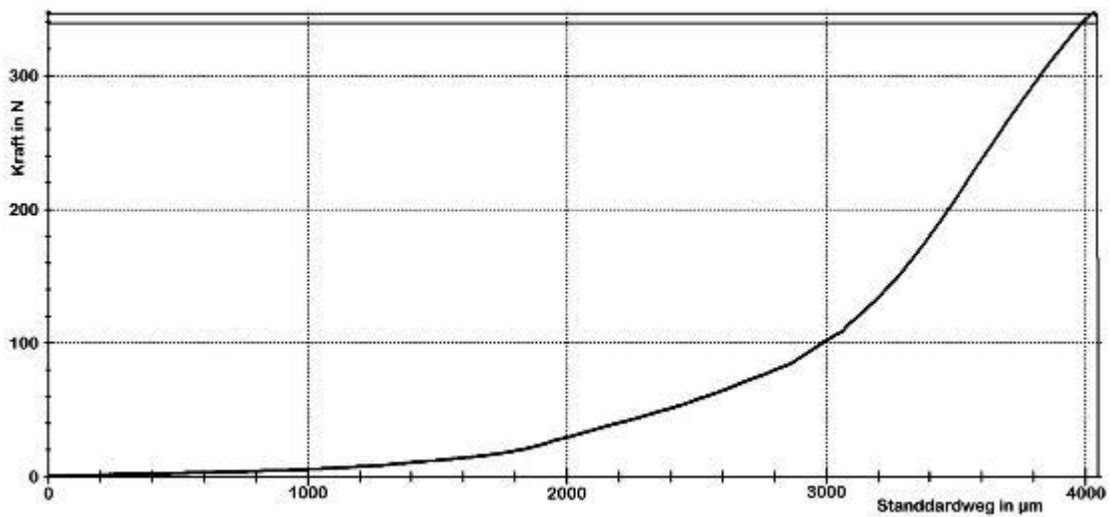


Abbildung 11^{eD}: In der Universalprüfmaschine wurde die applizierte Kraft in Abhängigkeit vom zurückgelegten Weg aufgezeichnet.

3.12 Analyse der Frakturmuster

Anschließend wurden die Proben unter 2,5-facher Vergrößerung (Lupenbrille; Orascopic, Madison, Wisconsin; USA) auf ihre Frakturmodi untersucht und entsprechend kategorisiert. Folgende Einteilung der Frakturmuster wurde vorgenommen:

1. Kronenfraktur (kF): Versagen der Restauration im koronalen Bereich
2. Cervikale Fraktur (cF): Frakturbeginn auf Höhe des *Ferrule*, das Dentin ist unbeschädigt und die Präparationsgrenze erhalten; Restauration und Aufbau sind abgelöst
3. Subgingivale Fraktur (sgF): Beschädigung der *palatinalen* Präparationsgrenze, aber Erhalt des Dentins des palatinalen *Ferrule*, vestibulär epi- bis subgingivales Frakturende
4. Subkrestale Fraktur (skF): Frakturbeginn palatinal unterhalb der Präparationsgrenze, vestibulär subgingivales bis subkrestales Frakturende

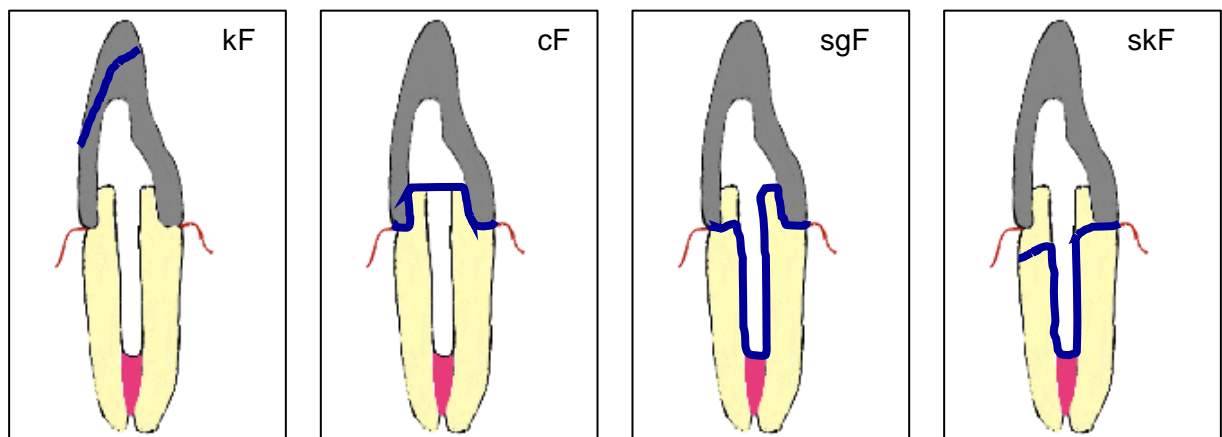


Abbildung 12^{50, 51}: Schematische Darstellung der verschiedenen Frakturmuster

kF: Versagen der Krone

cF: Versagen entlang der Präparationsgrenze, die Zahnhartsubstanz bleibt vollständig intakt

sgF: Die Frakturlinie endet vestibulär im supragingivalen Bereich, der palatinale *Ferrule* bleibt erhalten

skF: Vollständiges Versagen des *Ferrule*, die Frakturlinie endet vestibulär unterhalb des Gingivaniveaus
Frakturlinien in blau

3.13 Rekonstruktion und Analyse der dreidimensionalen Datensätze

Um eine Analyse der mit dem Micro-CT generierten Datensätze zu ermöglichen, mussten diese mit Hilfe des Programms NRecon (Bruker) rekonstruiert werden. Hierfür wurde das Bildmaterial der Proben in das Programm geladen und es erfolgte eine Bearbeitung, um Störungen wie beispielsweise Ring-Artefakte, die während des Zusammenfügens der Bilder entstehen können, bestmöglich zu beseitigen (Tab. 3).

Im Anschluss konnten die Bilder in den Programmen CTvox (Bruker) und ImageJ (Wayne Rasband) betrachtet und bearbeitet werden. Nach dem *Alignment* der Proben mit dem Programm Dataviewer (Bruker) war es möglich, Veränderungen innerhalb der Proben, in Abhängigkeit von der Belastung (Abb. 13), zu detektieren.

Im Anschluss konnte im Programm CTvox (Bruker) ein Vergleich beider *Scans* durchgeführt werden, hierfür wurden zum Beispiel die Grauwerte, die denen der Luft entsprechen, farblich markiert und die der umliegenden Materialien auf eine hundertprozentige Transparenz erhöht. Das Programm ImageJ (Wayne Rasband) wurde genutzt, um eine Kontrolle der Proben auf eventuelle Beschädigungen oder andere Auffälligkeiten durchzuführen.

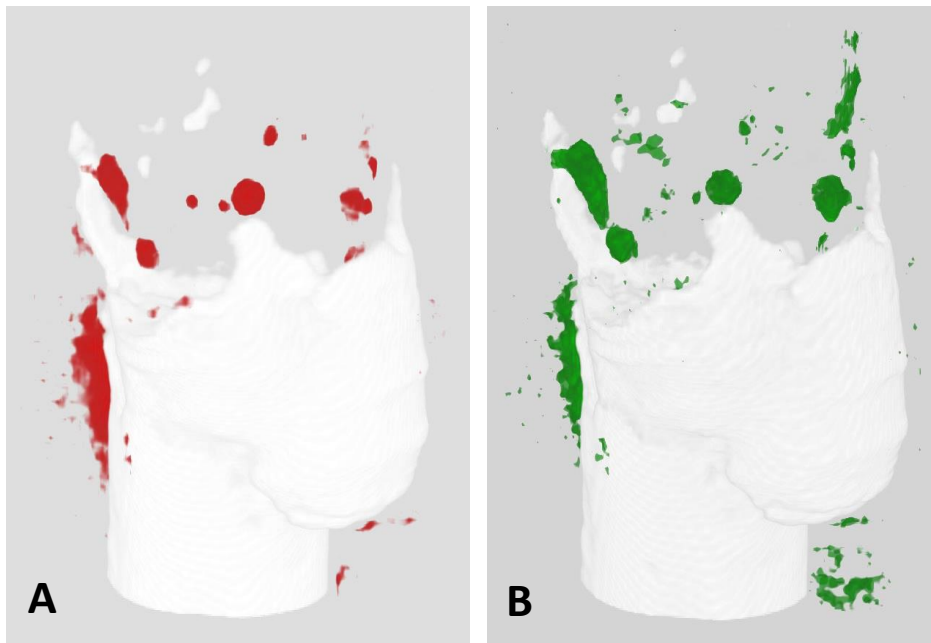


Abbildung 13^{ED}: μ CT-Bilder einer Probe vor und nach der künstlichen Alterung

Eingeschlossene Luft farblich markiert. Die Bilder zeigen das Innere einer Probe aus *GnP* im cervikalen Bereich, alle Materialien außer dem Guttapercha und der in der Probe eingeschlossenen Luft wurden in ihrer Transluzenz auf 100% gesetzt.

A Scan einer Probe vor der TML, eingeschlossene Luftblasen in Rot.

B Scan der gleichen Probe nach der TML, Luftblasen in Grün.

Tabelle 3^{eD}: Rekonstruktionsparameter der μ CT-Bilder Dargestellt pro Gruppe vor und nach Belastung

vor Kausimulation	GnP	GFP	GFB6	GFB12
Ring Artifact Correction	12	0	20	20
Smoothing	0	7	0	0
Beam Hardening Correction in %	20	0	0	0
nach Kausimulation	GnP	GFP	GFB6	GFB12
Ring Artifact Correction	10	20	22	15
Smoothing	0	0	0	1
Beam Hardening Correction in %	0	20	0	10

Probengruppen: GnP: Verzapfung, GFP: Rebuilda Post 15, GFB6: Rebuilda Post GT 6, GFB12: Rebuilda Post GT 12

3.14 Analyse des Versagens an den Grenzflächen

Zusätzlich zu den beschriebenen Frakturmustern sollte analysiert werden, an welchen Grenzflächen innerhalb der Proben das Versagen in der Universalprüfmaschine stattgefunden hatte.

Für die Untersuchung der Wurzelinnenflächen und der Stiftoberfläche nach der maximalen Belastung wurden die Stiftstumpfaufbauten von den Wurzeln getrennt und die Wurzeln mit einer Diamant Bandsäge Exakt 300 CL geteilt. Die optische Untersuchung wurde mit dem Multifokus-Mikroskop Keyence VHX-5000 (Keyence, Osaka, Japan) durchgeführt. Die Proben wurden vor einem schwarzen Hintergrund bei maximalem Licht und mit 50- bis 200-facher Vergrößerung betrachtet, bei Betrachtungswinkeln zwischen 90° und 20°.

Da bereits bei dieser vergleichsweise geringen Vergrößerung festgestellt wurde, dass die solitären Glasfaserstifte Beschädigungen an ihrer Oberfläche aufwiesen, wurden im Anschluss einige exemplarische Proben aus Gruppe 2 mit einem Rasterelektronenmikroskop (REM) (Phenom XL; Thermo Fisher Scientific; Waltham, Massachusetts, USA) im Niedervakuum von 60 Pa und 10 kV Beschleunigungsspannung mit bis zu 900-facher Vergrößerung betrachtet. Besonderes Augenmerk bei der mikroskopischen Betrachtung wurde auf Beschädigungen und Reste von Befestigungsmaterialien am Stift oder in den Wurzeln gelegt.

Für die Betrachtung der Proben wurden vier mögliche Arten des Versagens formuliert (Abb. 14):

aKD: Adhäsives Versagen zwischen Komposit und Dentin

aKS: Adhäsives Versagen zwischen Komposit und Stift

mix: Gemischtes Versagen

koK: Kohäsives Versagen des Komposits

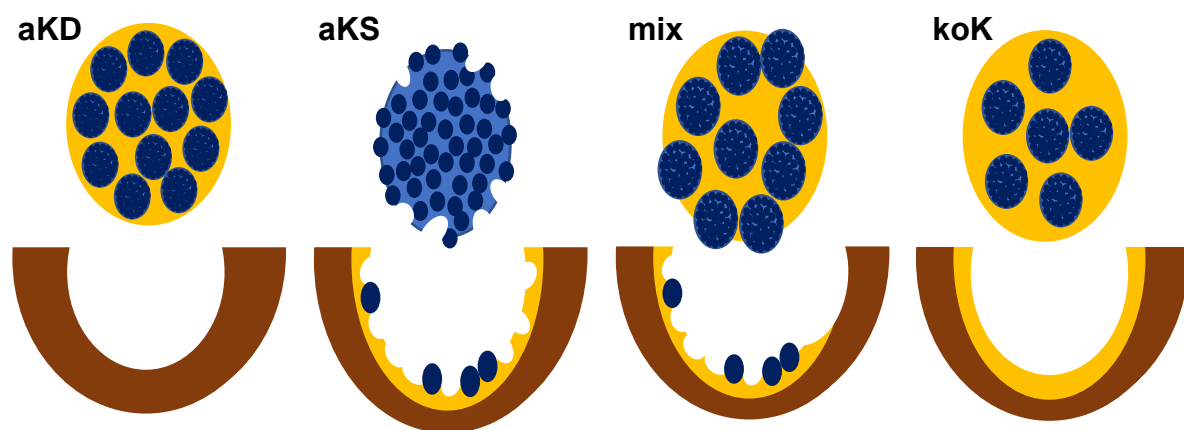


Abbildung 14^{50, 51}: Schematische Darstellung des Versagens an den Grenzflächen

aKD: adhäsives Versagen zwischen Komposit und Dentin

aKS: adhäsives Versagen zwischen Komposit und Stift

mix: gemischtes Versagen, Versagen zwischen verschiedenen Grenzflächen innerhalb einer Probe

koK: kohäsives Versagen, Rissbildung innerhalb des Komposits

braun: Dentin, gelb: Rebuilda®DC, hell blau: Stiftmatrix, dunkel blau: einzelne Glasfasern

3.15 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS (Version 25; IBM, Ehningen, Deutschland). Da die Ergebnisse keine Normalverteilung aufwiesen wurden nicht-parametrische Tests zur Auswertung verwendet. Der Kruskal-Wallis-Test wurde zur quantitativen Auswertung der Ergebnisse genutzt und der Mann-Whitney-U-Test für den paarweisen Gruppenvergleich. Die beiden verschiedenen Frakturmusterarten wurden als nominale Merkmale mit Kreuztabellen und dem Chi-Quadrat-Test analysiert. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

4. Ergebnisse

4.1 Testung der maximalen Bruchlast

Die Angabe der Ergebnisse der maximalen Bruchlast (F_{max}) erfolgt in Newton [N]. Proben, die während der Kausimulation versagten, wurde kein Wert zugewiesen und bei der Auswertung dieser Ergebnisse fanden sie keine Berücksichtigung. In der *nP* Gruppe versagten drei Proben, in *GFP* vier und in *GFB6* eine Probe. Daraus ergibt sich eine für die Gruppen unterschiedlich hohe Gesamtanzahl von zur Auswertung zur Verfügung stehenden Proben.

Die folgende Grafik gibt den Mittelwert und die Standardabweichung, sowie die Median-, Minimal- und Maximalwerte für alle Gruppen an.

Tabelle 4^{ep}: Mittelwert mit Standardabweichung, Median-, Minimal- und Maximalwerte sowie Anzahl der ausgewerteten Proben pro Gruppe

Gruppe	Mittelwert ± SD [N]	Median [N]	Minimalwert [N]	Maximalwert [N]	Anzahl n
GnP	221 ± 103	189	106	485	15
GFP	454 ± 184	433	144	867	14
GFB6	477 ± 250	424	138	1015	17
GFB12	478 ± 260	447	201	1190	18

Probengruppen: GnP: Verzäpfung, GFP: Rebuilda Post 15, GFB6: Rebuilda PostGT 6, GFB12: Rebuilda PostGT 12

Die Mittelwerte für die Gruppen *FP*, *FB6* und *FB12* bewegten sich zwischen 454 – 478 N, nur die Gruppe *nP* zeigte mit 221 N einen deutlich niedrigeren Wert.

Der Kruskal-Wallis Test zeigte einen signifikanten Einfluss ($p < 0,0005$) der intrakanalären Verankerung auf die maximale Bruchlast.

Die „Verzäpfung“ mit Komposit im Kanal (*GnP*) zeigte im paarweisen Gruppenvergleich signifikant niedrigere Werte als alle anderen Versuchsgruppen (je $p < 0,001$; Mann-Whitney-Test). Zwischen den mit verschiedenen Glasfaserstiften versorgten Zähnen konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

4.2 Verteilung der Frakturmuster

Das Frakturmuster (Tab. 4, Abb. 15-17) wurde ebenfalls durch die intrakanaläre Versorgung beeinflusst, im Vergleich (Chi-Quadrat-Test) zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p < 0,003$) zwischen den Gruppen. Die Gruppe *nP* zeigte häufiger, als alle anderen Gruppen eine Fraktur im cervikalen Bereich. Die mit Stiften versorgten Gruppen *FP*, *FB6* und *FB12*, versagten in der Regel im subkrestalen Bereich (Tab. 5).

Die Vergleiche der Stiftgruppen untereinander zeigten keine signifikanten Abweichungen. Die Frakturmuster der Proben, welche während der Kausimulation versagten, wurden mit einbezogen, da die Versuchsparameter während beider Vorgänge gleich waren.

Tabelle 5^{50, 51}: Auswertung der Frakturmuster aller untersuchter Gruppen

Gruppen		Kronen- fraktur	cervikale Fraktur	subgingivale Fraktur	subkrestale Fraktur	
	GnP	1	8	2	7	18
	GFP	0	0	2	16	18
	GFB6	0	0	2	16	18
	GFB12	1	2	0	15	18
Gesamt		2	10	6	54	72

Probengruppen: GnP: Verzapfung, GFP: Rebuilda Post 15, GFB6: Rebuilda Post GT 6, GFB12: Rebuilda Post GT 12;



Abbildung 15^{eD}: Kronenfraktur

Fraktur der Keramikkrone in der Universalprüfmaschine



Abbildung 16^{eD}: cervikale Fraktur

A Probenstumpf nach dem Versagen, **B** das Innere der Krone, in welchem sich der vollständige koronale Kompositaufbau befindet.

Beide Bilder zeigen eine Fraktur im cervikalen Bereich, diese trat signifikant häufiger bei Proben mit einer Kompositverzäpfung (*GnP*) auf.



Abbildung 17^{eD}: subgingivale (A) und subkrestale Fraktur (B)

Die beiden Frakturmuster unterscheiden sich durch einen deutlich weiter apikal verlaufenden Frakturspalt in Bild **B**, wohingegen Bild **A** eine Frakturlinie zeigt die nur leicht subgingival liegt.

4.3 Oberfläche der Glasfaserstifte und Zahnwurzeln

Die detaillierte Betrachtung der Grenzflächen nach der Ermittlung der Bruchlast diente dazu, Schwachstellen des Stiftstumpfaufbaus zu detektieren.

Bei der Analyse der Stiftoberflächen zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen Rebuilda® Post (VOCO) und Rebuilda® Post GT (VOCO) im Hinblick auf die Art des Versagens (Tab. 5, Abb. 18-21). Der Chi-Quadrat-Test zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen *FP* und *FB6* sowie *FB12* ($p < 0.0005$). Die Proben, die mit einem Rebuilda® Post (VOCO) versorgt wurden, versagten häufiger zwischen der Stiftoberfläche und dem Komposit (*aKS*, Abb. 19). Die Proben mit einem Rebuilda® Post GT (VOCO) zwischen Dentin und Komposit (*aKD*, Abb. 18).

Tabelle 6 ^{55, 51}: Darstellung des intrakanalären Versagens für die Probengruppen *FP*, *FB6* und *FB12*

Kreuztabelle		intrakanaläres Versagen				Gesamt
Gruppe		<i>adhäsiv zw. Komposit und Dentin</i>	<i>adhäsiv zw. Komposit u. Stift</i>	<i>gemischt</i>	<i>kohäsiv im Komposit</i>	
	<i>GFP</i>	0	16	0	2	18
	<i>GFB6</i>	10	1	6	1	18
	<i>GFB12</i>	9	3	3	2	17
Gesamt		19	20	9	5	53

Probengruppen: *GFP*: Rebuilda Post 15, *GFB6*: Rebuilda Post GT 6, *GFB12*: Rebuilda Post GT 12

Die weiterführende Analyse der Oberflächen einiger Proben aus *GFP* im REM (Abb. 22-24) zeigte Veränderungen der Stiftoberfläche im Anschluss an die statische Belastung im Vergleich zur Oberfläche eines unbelasteten nicht vorbehandelten Stiftes. Es konnte festgestellt werden, dass die belasteten Stifte eine deutlich rauere Oberfläche aufweisen als die zum Vergleich verwendeten unbelasteten Stifte.

Dies zeigte sich sowohl durch herausgerissene Fasern des Glasverbundstoffes, hier blieben Abdrücke der Fasern in der Füllmatrix zurück, als auch durch das Ablösen der Füllmatrix.

Hierdurch blieb die blanke Oberfläche der Fasern zurück.

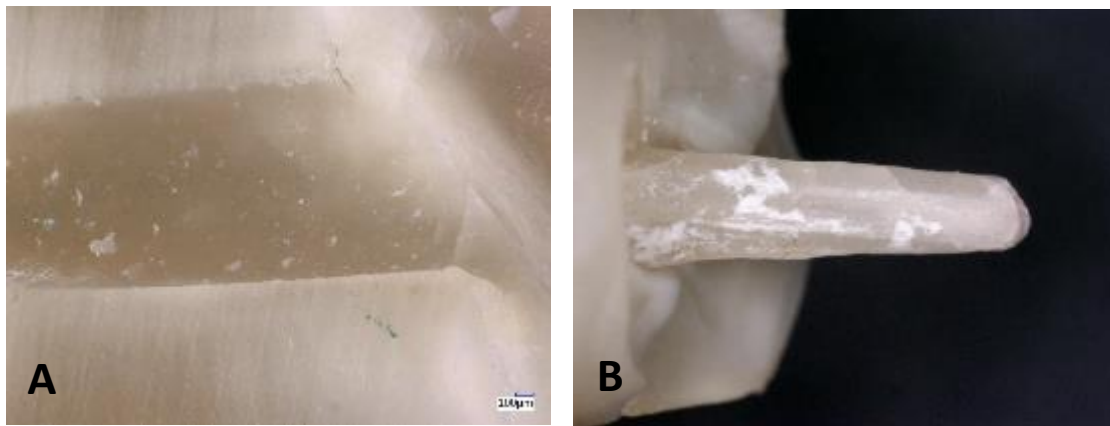


Abbildung 18^{50, 51}: **adhäsives Versagen zwischen Komposit und Dentin**

A Dentinoberfläche bei der das Komposit vollständig herausgelöst wurde;

B Ansicht einer Probe von palatinal, der Rebilda Post GT (VOCO) steckt noch in der Krone und ist vollständig von Komposit bedeckt

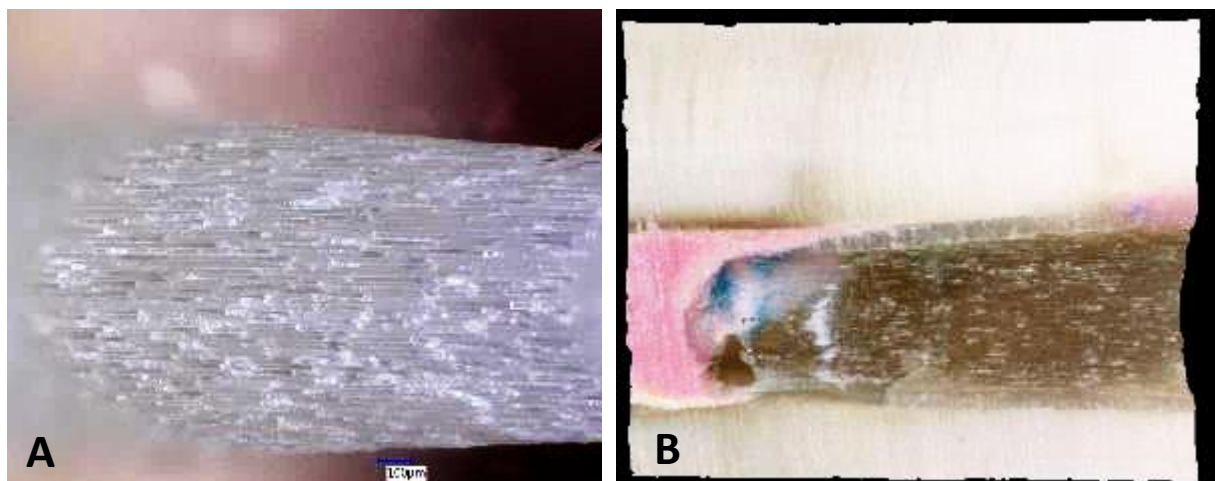


Abbildung 19^{50, 51}: **adhäsives Versagen zwischen Komposit und Dentin**

A Oberfläche eines Rebilda Post (VOCO), frei von Komposit, Glasfasern liegen frei

B Stiftbett, gefüllt mit Befestigungskomposit und Guttapercha, es zeigen sich Abdrücke der Stiftoberfläche im Komposit

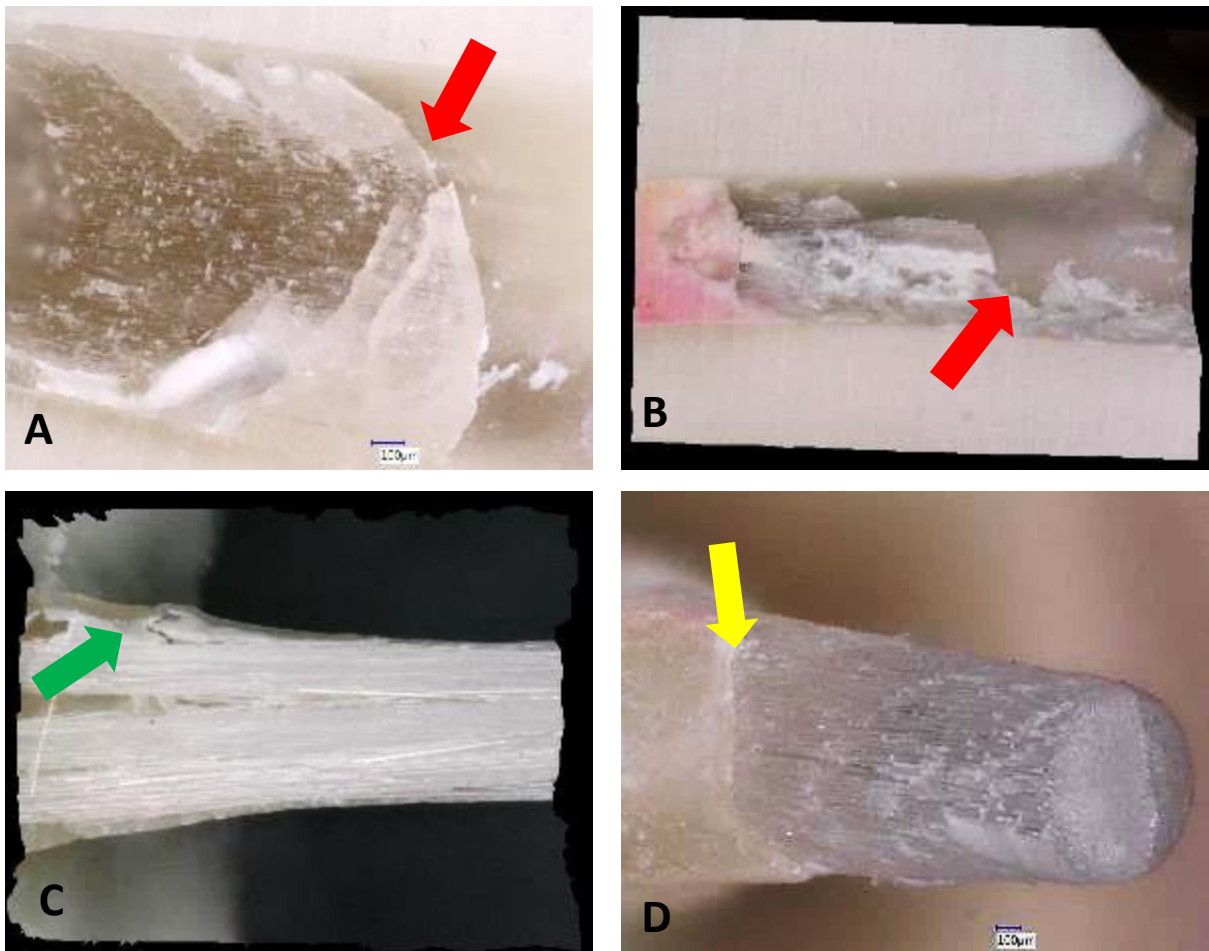


Abbildung 20^{ed}: Gemischtes Versagen

Gemischtes Versagen zwischen mehreren Grenzflächen in einer Probe; **A** und **B** Stiftbett zum Teil gefüllt mit Komposit, in **A** sind wie in Abb. 19 Impressionen der Stiftoberfläche im Komposit sichtbar; Übergänge zum Dentin markiert mit roten Pfeilen

C Oberfläche eines Rebilda Post GT (VOCO), teilweise bedeckt mit Komposit, Materialübergänge zwischen Fasern und Komposit mit grünem Pfeil markiert

D Oberfläche eines Rebilda Post (VOCO) teilweise bedeckt mit Komposit, Übergänge zwischen Komposit und Stiftoberfläche mit gelbem Pfeil markiert

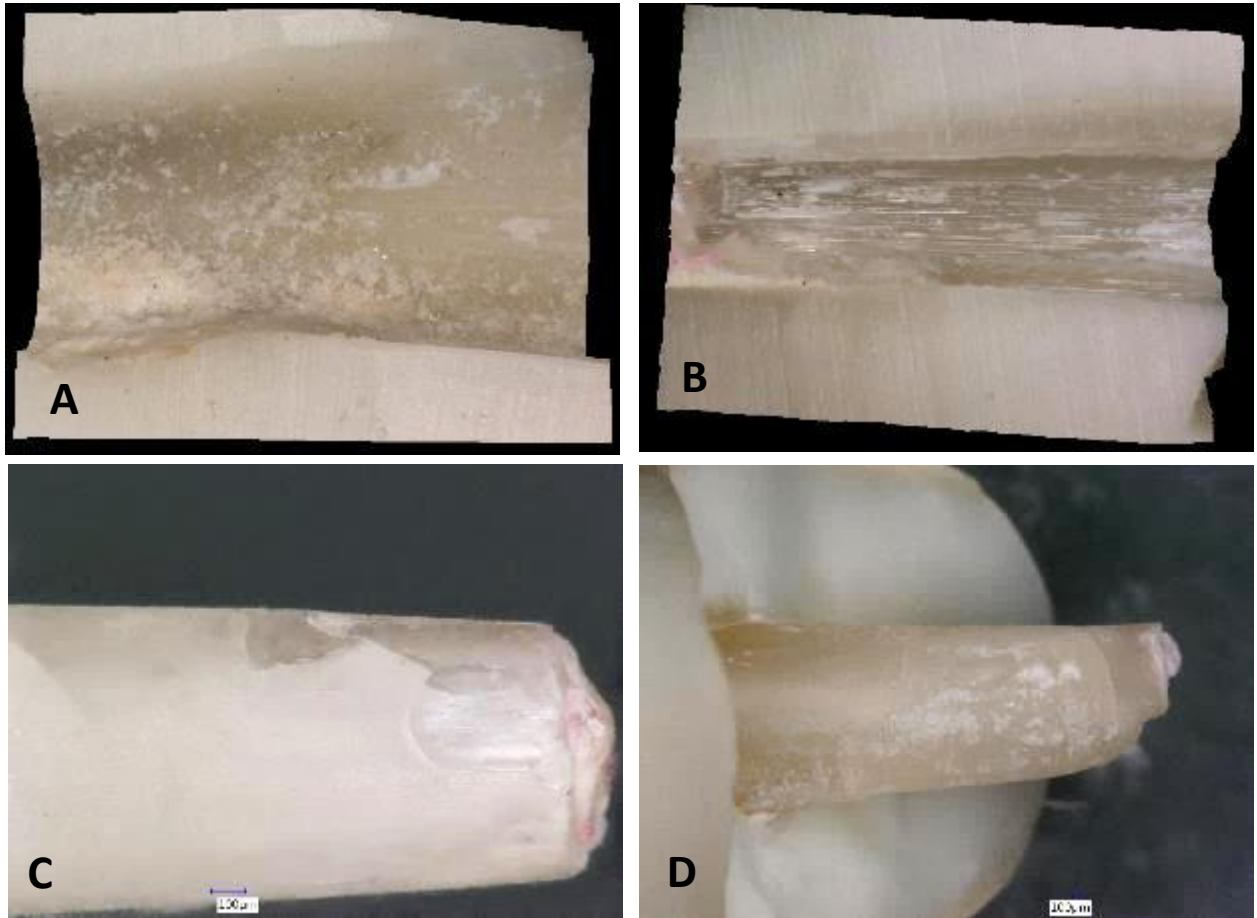


Abbildung 21^{eD}: Kohäsives Versagen innerhalb des Komposits

A und **B** Dentin innerhalb der Stiftbohrung vollständig mit Komposit bedeckt

C Oberfläche eines Rebuilda Post (VOCO), vollständig bedeckt mit Komposit

D Oberfläche eines Rebuilda Post GT (VOCO), vollständig bedeckt mit Komposit

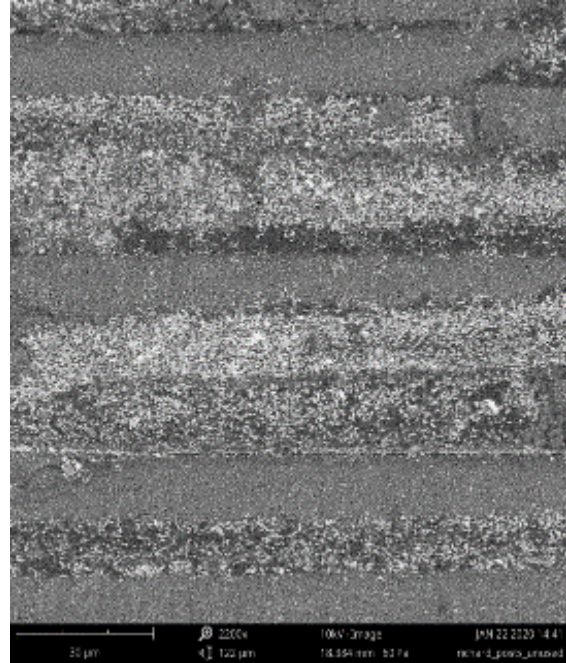
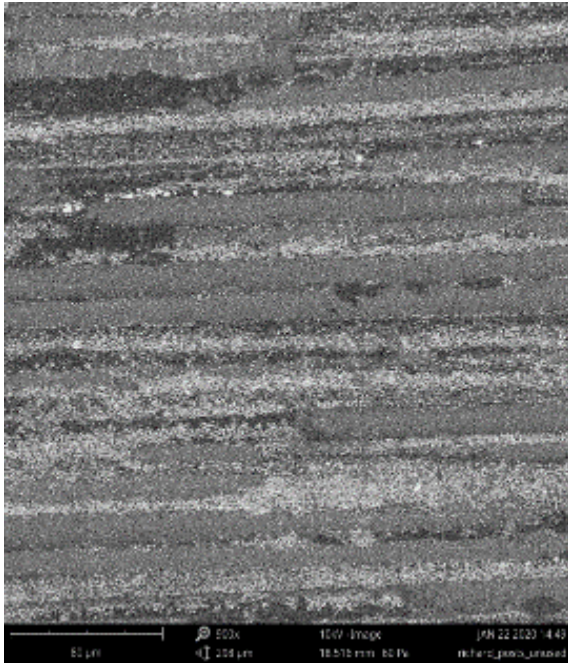


Abbildung 22^{50, 51}: Oberfläche eines ungenutzten Rebilda® Post

Auf beiden Bildern ist die glatte und gleichmäßige Oberfläche im mittleren Drittel des Stiftes zu sehen sowie die in Matrix eingebetteten Glasfasern.

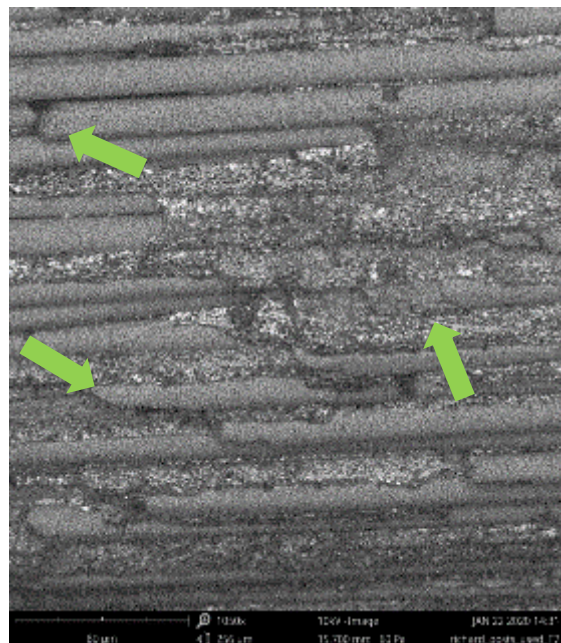
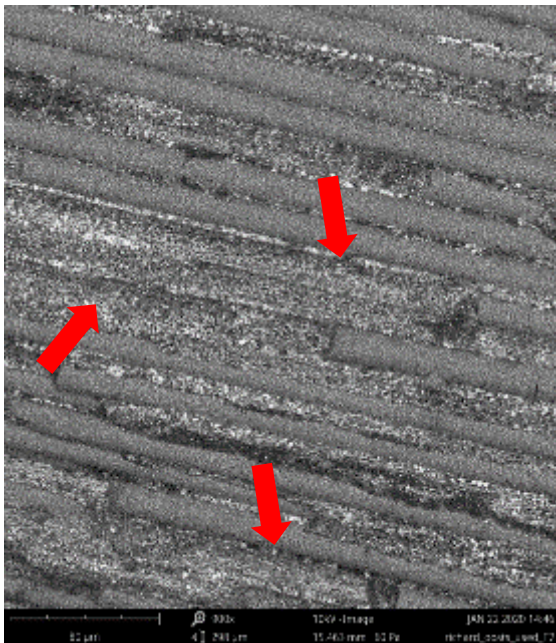


Abbildung 23^{50, 51}: Details der Oberfläche eines Rebilda® Post nach Belastung

In der höherer Vergrößerung zeigen sich sowohl die Spuren herausgelöster Glasfasern (roter Pfeil) als auch der Bruch einzelner Fasern (grüne Pfeile) beim adhäsiven Versagen zwischen Stift und Komposit, die Oberfläche ist im Vergleich mit der vorherigen Abbildung vollständig aufgeraut.

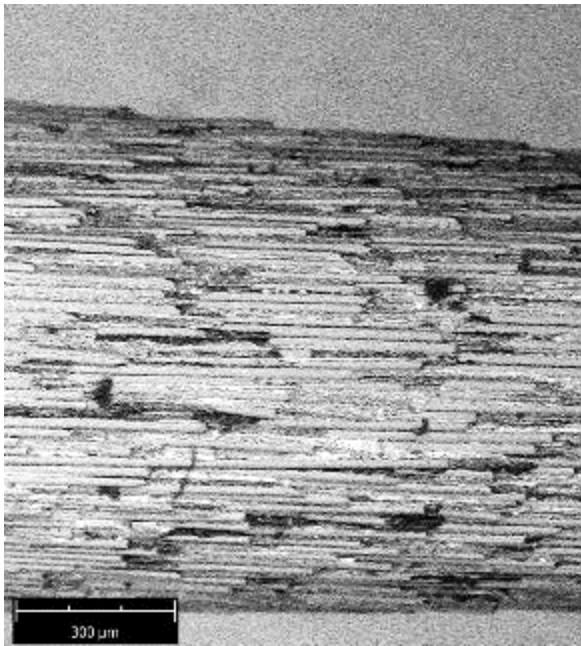


Abbildung 24^{eD}: Übersichtsaufnahme eines Rebilda[®] Post nach Belastung

Die Aufnahme zeigt die raue und unebene Oberfläche im mittleren Drittel eines Rebilda Post (VOCO) nach der Bruchlast. Die Probe zeigte ein adhäsives Versagen zwischen Stift und Komposit. Für die Betrachtung im SEM wurde der Stift mit seinem Stiftstumpfaufbau und der dazugehörigen Krone aus der Wurzel gezogen.

4.4 Untersuchung der Proben anhand der Micro-CT Bilder

Mit der Auswertung des dreidimensionalen Bildmaterials auf Basis der Micro-CT-Aufnahmen sollten mögliche Veränderungen in den Proben durch die künstliche Probenalterung sichtbar gemacht werden.

Im Vergleich der im Vorfeld angepassten Prä- und Post-Belastungsscans mit CTvox (Bruker) zeigte sich durch das Einfärben von Materialien verschiedener Röntgenopazität, dass Veränderungen innerhalb der Proben stattfanden (Abb. 25). Es wurden Veränderungen bezüglich der Ausdehnung von Einschlüssen innerhalb des Komposits beziehungsweise in deren Nachbarschaft (Abb. 25 C) festgestellt. Auch wurde der Abrieb durch die mechanische Belastung auf der palatinalen Seite der Keramikkrone detektiert oder das Versagen einer Probe während der Kausimulation, welches mit bloßem Auge nicht ersichtlich war (Abb. 26). Zusätzlich konnte festgestellt werden, dass auch Proben, die im zweidimensionalen röntgenologischen Kontrollbild als blasenfrei bewertet wurden, im Micro-CT Luft einschlüsse aufwiesen (Abb. 27).

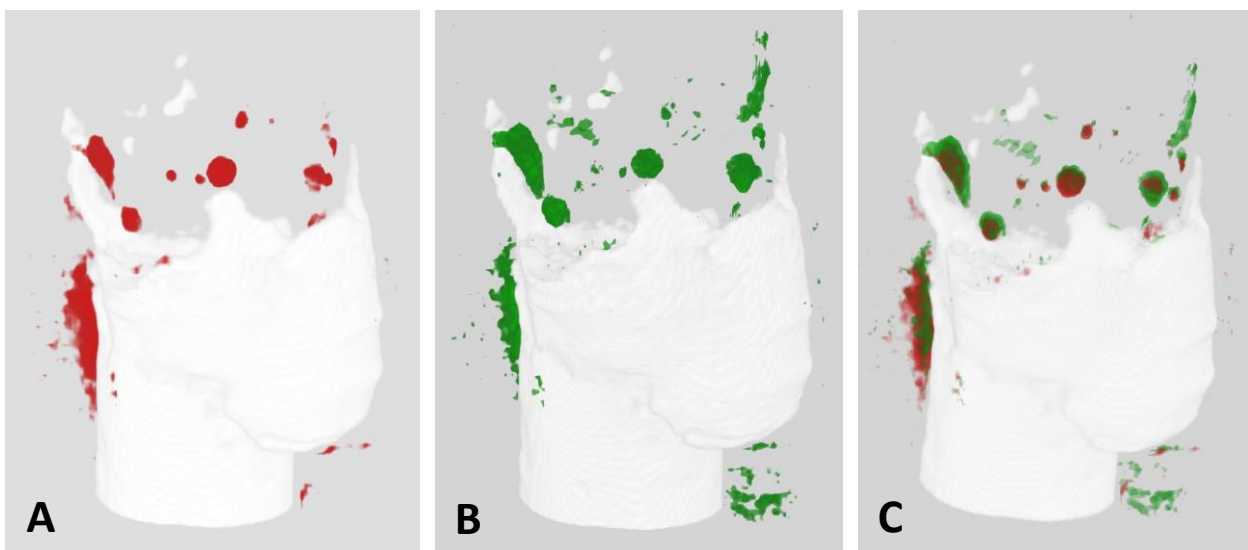


Abbildung 25^{eD}: Alignment-Prozess der μ CT-Bilder anhand einer Probe

A Eingeschlossene Luftblasen in Rot. **B** Luftblasen in Grün. **C** *Alignment* der Bilder **A** und **B**, es zeigen sich Veränderung der Größe und Konformität der eingeschlossenen Luft.

Die Einstellungen der Bilder **A** und **B** entsprechen Abb. 13.

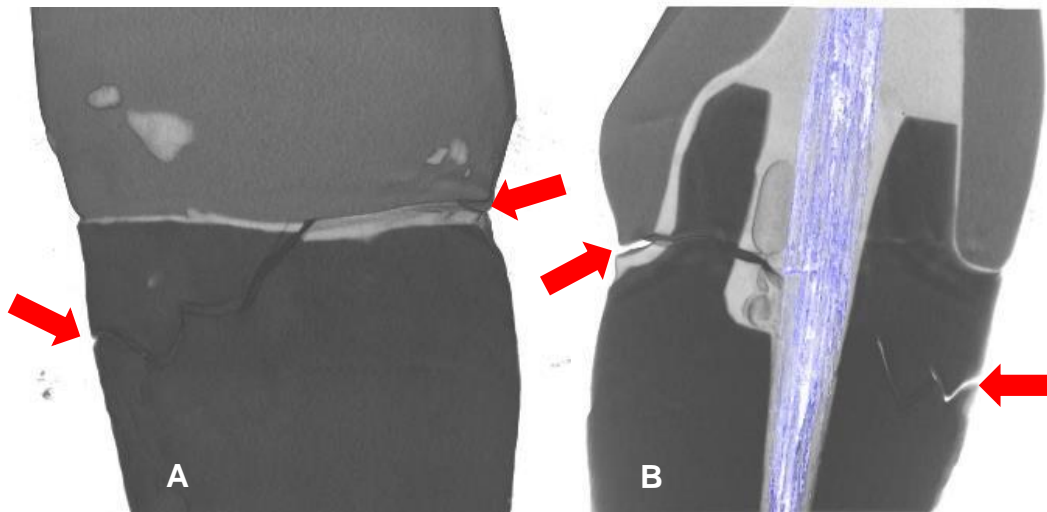


Abbildung 26^{eD}: μCT einer während der Kausimulation versagten Probe

A Außenansicht; Beginn und Ende des Bruchspaltes mit roten Pfeilen gekennzeichnet.

B Querschnitt durch dieselbe Probe; Bruchspalt ebenfalls markiert, der enthaltener Rebuilda Post (VOCO) (blau markiert) zeigt keine Beschädigung.



Abbildung 27^{eD}:

Querschnitt durch eine μCT-Aufnahme

Alle Bestandteile der Probe sind erkennbar.

An die Krone (1) schließt sich der Zementspalt (schwarzer Pfeil) an, darunter ist entweder die Zahnhartsubstanz (2) oder der Aufbau aus Komposit (3) zu erkennen.

Innerhalb des Komposits sind die für die Verwendung der Rebuilda Post GT (VOCO) typischen Luft einschüsse (Stern) sichtbar, einzelne Fasern (roter Pfeil) sind ebenfalls erkennbar.

5. Diskussion

5.1 Beurteilung der Methodik

Für die vorliegende Arbeit wurden 72 Zähne auf vier Probengruppen (n= 18) verteilt. Im Vorfeld wurde keine Bestimmung der Stichprobengröße durchgeführt, jedoch wurden für die vorliegende Studie deutlich mehr Proben pro Gruppe ausgewählt als dies bei vergleichbaren Studien der Fall war. Die Probenzahl vorangegangener Studien begrenzte sich häufig auf eine Anzahl von 10 bis 12 Proben pro Gruppe ^{11, 52, 53, 54}. Darüber hinaus lagen zum Zeitpunkt der Studiendurchführung keine vergleichbaren Datensätze einer Analyse von intrakanalärer Verzäpfung und Faserbündeln in der Literatur vor.

Die Bestimmung des Schnittflächenproduktes erfolgte wie die eines Rechteckes (Fläche = Höhe x Breite), wobei als Höhe die vestibulo-orale und als Breite die mesio-distale Ausdehnung verwendet wurde. Diese Berechnung ermöglicht keine exakte Bestimmung der tatsächlichen Fläche, da die Wurzeln der ausgewählten mittleren Oberkieferschneidezähne in der Regel einen elliptischen bis hantelförmigen Querschnitt aufweisen. Eine exakte Berechnung der Fläche war durch die gewählte Methode demnach nicht möglich. Da das Schnittflächenprodukt nur für die Aufteilung der Proben auf ihre Gruppen verwendet wurde und in die Flächenberechnung einer Ellipse die gleichen Messwerte eingeflossen wären würde sich an der proportionalen Aufteilung der Proben jedoch nichts ändern, wodurch die gewählte Methode praktikabler erscheint.

Die für die Probenherstellung genutzten Vorgehensweisen der Probenlagerung, Wurzelkanalbehandlung, Stiftsetzung sowie Kronenherstellung sind an etablierten klinischen Prozedere orientiert und wurden so bereits in der Vergangenheit in diversen Studien angewendet.

Die während der Versuchsdurchführung gewählte Art der beweglichen Einbettung ist eine bereits etablierte Methodik ^{49, 55}, sowie auch die Parameter für die thermo-mechanische Belastung ^{31, 56, 57}. Bei der Bestimmung der maximalen Belastbarkeit der Proben mit Hilfe einer Universalprüfmaschine im Winkel von 45° zur Zahnachse sowie der anschließenden Analyse der Frakturmuster handelt es sich ebenfalls um bereits erprobte Versuchsabläufe ^{58, 59, 60}.

Das Einbeziehen von bereits während der zyklischen Belastung versagten Proben in die Gesamtanalyse der Frakturmuster und die Beschreibung des intrakanalären Versagens in Anschluss an die Testung der maximalen Belastbarkeit sind neue Vorgehensweisen, die so bisher nicht angewendet wurden. Der Einschluss von Proben, die während der

zyklischen Belastung versagten, in die Analyse der Frakturmuster scheint im Fall der vorliegenden Arbeit sinnvoll da sich sowohl der Winkel der Belastung (45° zur Zahnachse) als auch die Art der Einbettung zwischen beiden Versuchen nicht unterschied und vor allem der Belastungswinkel ausschlaggebend für die Höhe der Frakturwerte, als auch die Frakturmuster ist ^{42, 61, 62}.

Bis jetzt sind dem Autor keine anderen Studien bekannt, in denen intrakanaläre Frakturmuster von Proben, versorgt mit einem Glasfaserstift, im Anschluss an die Testung der maximalen Belastbarkeit bestimmt wurden. In der Regel findet diese Analyse nach Push-out-Tests, in denen der Haftverbund der Versorgung zum Wurzeldentin getestet wird, statt. Eine detaillierte Analyse des intrakanalären Versagensmusters kann jedoch zusätzliche Informationen über Schwachpunkte des Restoraionskomplexes bieten.

Die Nutzung von μ CT-Aufnahmen als nicht destruktive Methode zur Bestimmung des Einflusses von künstlicher Probenalterung auf die Probenkonfiguration ist ein bereits etabliertes Vorgehen ^{63, 64}. In dieser Studie wurden Veränderungen, die innerhalb der Proben durch die zyklische Belastung entstanden detektiert und deren Entstehen sowie Auswirkung auf die Probenhaltbarkeit diskutiert.

Das Versagen von acht Zähnen, circa 11% aller Proben, während der thermo-mechanischen Belastung verdeutlicht den Effekt der durchgeführten Alterung auf die Proben und verstärkt somit die Annahme, dass diese effektiv durchgeführt wurde. Kern et al. ⁶⁵ nehmen an, dass mit 1,2 Millionen Zyklen in einem Kausimulator eine klinische Tragedauer von fünf Jahren simuliert wird. Eine klinische Studie ⁶⁶ zeigt für mit Stiften restaurierte Frontzähne über einen Beobachtungszeitraum von bis zu 6,5 Jahren ein Versagen von 13% der Zähne. Unter dieser Annahme entspricht das Versagen von 11% der Proben nach fünf Jahren, wie in der vorliegenden Studie, einer Versagensrate mit der auch in einem klinischen *Setting* gerechnet werden könnte.

Die Entscheidung Proben die während der Kausimulation versagten keinen Wert zuzuordnen, hatte keinen Einfluss auf die Aussage der statistischen Auswertung bezogen auf die maximale Belastbarkeit. Die *nP* Gruppe zeigte in allen drei möglichen Szenarien für eine Auswertung (Versagen im Kausimulator= 0N, 50N oder kein Wert) signifikant niedrigere Werte im Vergleich zu allen anderen Gruppen, auch die Aussage das mit Stiften versorgte Proben sich nicht signifikant unterscheiden bleibt unbeeinflusst.

In jedem Herstellungszyklus wurden immer zwei Proben aus jeder Gruppe hergestellt und in dieser Konstellation auch zyklisch belastet. Hierdurch kann ausgeschlossen werden, dass eine schlechte Tagesform und ein Lerneffekt im Laufe der Probenherstellung

einen Einfluss auf die Probenqualität in einzelnen Gruppen genommen haben könnte oder eine eventuelle fehlerhaft durchgeführte zyklische Belastung, da diese Effekte durch die Herstellung von Proben in anderen Herstellungszyklen ausgeglichen worden wären. Der Verlust von acht Proben während der zyklischen Belastung scheint nur einen geringen Einfluss auf die Aussagekraft der statistischen Auswertung gehabt zu haben, da bei einer Effektstärke von $\eta^2 < 0,208$ für den Zusammenhang zwischen intrakanalärer Verankerung und Bruchlast trotz ungleicher Probenanzahl pro Gruppe ein großer Einfluss der Verankerungsart auf die Bruchlast angenommen werden kann. Darüber hinaus blieben in allen Gruppen mindestens 14 Proben für eine Bestimmung der Bruchlast übrig, womit die Anzahl der Proben pro Gruppe immer noch über denen der meisten anderen Studien liegt.

5.2 Ergebnisse der maximalen Belastbarkeit und Frakturmusteranalyse

Die vorliegende Arbeit untersuchte die maximale Belastbarkeit von Restaurationen auf stark zerstörten mittleren Oberkieferfrontzähnen mit verschiedenen Verankerungsformen: Füllungen aus Komposit, solitären Glasfaserstiften und gebündelten Glasfaserstiften in verschiedenen Größen. Die Ergebnisse der Bruchlastversuche zeigen eine signifikant geringere Belastbarkeit der Proben die mit einer Füllung aus Komposit zur Verankerung des koronalen Aufbaus versorgt wurden im Vergleich zu den übrigen Versorgungsformen. Diese Resultate entsprechen denen anderer Studien^{67, 68}. Die Ergebnisse für die verschiedenen Stiftarten und -größen unterschieden sich in den Arbeiten ebenfalls nicht signifikant voneinander.

Die Mittelwerte der vorliegenden Studie für die maximale Belastbarkeit für gebündelte Glasfaserstifte liegt für den Rebuilda Post GT 6 (VOCO) bei 477,88 N (± 250 N) und den Rebuilda Post GT 12 (VOCO) bei 478,5 N (± 260 N). Damit liegen diese Werte über denen anderer In-vitro-Studien, bei denen für die dort verwendeten Faserbündel (everStick Post, GC Corporation., Tokio, Japan) Werte von 363 N (± 112 N) (Garoushi *et al.*⁷³) und von 215 N bis 240 N ($\pm 63-72$ N) (Fráter *et al.*⁵⁸) verzeichnet wurden. Beide Studien zeigen sowohl untereinander als auch im Vergleich mit der vorliegenden Arbeit Unterschiede in ihrer Methodik, die bei beim Vergleich der Ergebnisse beachtet werden müssen. So wird in der Arbeit von Garoushi *et al.* eine 8 mm tiefe Stiftbettbohrung mit einem Durchmesser von 1,25 mm durchgeführt, in der Arbeit von Fráter *et al.* wird jedoch auf diese Bohrung vollständig verzichtet. Durch eine Stiftbettbohrung kommt es zu einem nicht unerheblichen Verlust an Zahnhartsubstanz im Inneren der Wurzel, wodurch die Belastbarkeit der

Proben reduziert sein könnte⁶⁹. Infolge dessen ist der Verzicht auf eine Stiftbettbohrung sinnvoll, vor allem, da sie für die Verwendung von gebündelten Glasfaserstiften nicht notwendig ist. Die Präparation eines Stiftbettes ist im klinischen Einsatz jedoch gängige Praxis und oft auch für die Verwendung von solitären Glasfaserstiften notwendig. Darüber hinaus trägt die Durchführung der Stiftbettpräparation bei In-vitro-Studien zu einer Standardisierung der Proben bei.

Auch unterscheiden sich die Studien im Hinblick auf die künstliche Probenalterung: Fráter *et al.* lagerten ihre Proben nach der Herstellung für 24 h bei 37 °C in destilliertem Wasser, wohingegen Garoushi *et al.* die Proben für 7 Tage in einem 37 °C warmen Wasserbad lagerten. Eine mechanische oder thermische Probenalterung vor der Bruchlasttestung fand dagegen in beiden Studien nicht statt. Dies ist bei der Bewertung der Studien von Bedeutung, da eine künstliche Probenalterung einen erheblichen Einfluss auf die späteren Werte der Bruchlast haben kann^{56, 57}. Außerdem ist auch in der klinischen Anwendung mit Alterungserscheinungen der verwendeten Materialien durch Temperaturschwankungen⁷⁰ oder das Kauen⁷¹ zu rechnen und damit eine thermo-mechanische Belastung der Proben sinnvoll. Die genannten Unterschiede zwischen den beschriebenen Studien machen einen direkten Vergleich schwierig. Alle Studien stimmen aber darin überein, dass gebündelte Glasfaserstifte bzw. Faserbündel eine vergleichbare Bruchlast wie solitäre Glasfaserstifte zeigen. Dies zeigten die Studien sowohl für Prämolaren^{53, 72, 73} als auch, wie in der vorliegenden Arbeit, für Frontzähne.

Klinische Studien kommen zu kontroversen Ergebnissen bei der Verwendung von solitären und gebündelten Glasfaserstiften, Ferrari *et al.*⁷⁴ schlussfolgern in einer klinischen Studie mit einem Beobachtungszeitraum von sechs Jahren, dass eine prothetische Versorgung mit einem solitären Faserstift eine höhere Erfolgsrate aufweist als Versorgungen mit einem gebündelten Glasfaserstift oder ohne Retention durch einen Stift. Die klinische Studie von Cloet *et al.*⁷⁵ bei der Zähne ohne Stift mit Kompositaufbauten, mit solitären Glasfaserstiften oder Faserbündeln versorgt wurden und mit gegossenen Stiftstumpfaufbauten aus Gold als Kontrollgruppe verglichen wurden, kam nach einem Untersuchungszeitraum von 5 Jahren zu dem Ergebnis, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Versorgungen im Hinblick auf deren Überleben festzustellen waren. Auch Naumann *et al.*⁷⁶ fanden in einer Übersichtsarbeit über die Notwendigkeit der Stiftinsertion für wurzelkanalbehandelte Zähne keine eindeutige Evidenz für die Überlegenheit einer Versorgung mit oder ohne Wurzelkanalstift, selbst für Zähne ohne koronale Zahnhartsubstanz und unabhängig von der endgültigen Versorgung. Jedoch konnten vier der

11 ausgewerteten Arbeiten einen positiven Effekt durch die Verwendung von Wurzelkanalstiften bei einem vollständigen Verlust der koronalen Zahnhartsubstanz feststellen. Die Analyse der Frakturmuster bietet die Möglichkeit anhand des Destruktionsgrades abzuschätzen, wo mögliche Schwachstellen der jeweiligen Versorgung liegen und ob die Zähne nach der maximalen Belastung erhaltungswürdig und neu zu versorgen sind. Ausschlaggebend hierfür ist die Menge an verbliebener Zahnhartsubstanz oberhalb des Zahnfleisches bzw. des Knochens. Die Beobachtungen der vorliegenden Studie zeigen, dass das Risswachstum, bei Zähnen die mit einem Stift versorgt wurden, auf der Seite der Belastung (palatinal) beginnt und sich nach vestibulär fortsetzt, um dort tiefer als auf der palatinalen Seite zu enden (Abb. 17). Dieses typischen Frakturmuster für mit Wurzelkanalstiften versorgte Zähne wurde so bereits in weiteren Arbeiten beschrieben^{61, 77, 60}. Eine Erklärung für dieses Frakturmuster ist, dass der Stift innerhalb des Wurzelkanals als Hypomochlion zur Kraftweiterleitung fungiert und der Stress sich nicht in andere Bereiche verteilt, sondern sich in Abhängigkeit von der Stiftdicke und -länge nach apikal ausbreitet^{11, 78}. Für Kompositverzäpfungen trat signifikant häufiger ein Frakturmuster auf, bei dem das Risswachstum ebenfalls auf der palatinalen Seite auf Höhe des Kronenrandes beginnt, dann jedoch entlang der Zahnhartsubstanz des *Ferrules* verläuft und auf der vestibulären Seite ebenfalls am Kronenrand endet (Abb. 16). Eine Beschädigung der Wurzel fand meist nicht statt. Dieses Verhalten wird auch in anderen Studien^{79, 60}, bei denen eine intrakanaläre Füllung ohne Stift gewählt wurde, gezeigt. Bei Verzäpfungen aus Komposit zeigte eine Arbeit von Maroli *et al.*⁶⁷ eine erhöhte Stresskonzentration im Kontaktbereich zwischen koronalem Dentin und Kompositaufbau. So kann eine Verteilung der einwirkenden Kraft offenbar nicht stattfinden und erklärt dadurch das auftretende Frakturmuster.

Neben der in der vorliegenden Arbeit durchgeführten maximalen Bruchlast der Proben, stellen klinische Studien häufig weitere Versagensgründe für Zähne fest, die mit Wurzelkanalstiften versorgt sind: Sekundärkaries, parodontale und endodontische Komplikationen^{74, 80}. Diese Faktoren können jedoch *in vitro* nicht simuliert beziehungsweise evaluiert werden, daher muss dies als Limitation von In-vitro-Studien angesehen werden.

5.3 Einfluss des Stiftyps auf das intrakanaläre Versagen

Die mit einem Stift versorgten Proben (*GFP*: solitärer Glasfaserstift, *GFB6* und *GFB12*: gebündelter Glasfaserstift) zeigen verschiedene intrakanaläre Versagensmuster innerhalb des Wurzelkanals, wobei sich diese durch die beteiligten Oberflächen unterscheiden (Abb. 14, 18 - 21).

Glasfaserstifte versagen *in vitro* vielfach durch *debonding*⁸¹, jedoch wird im Anschluss an eine maximale Belastbarkeitstestung selten eine hochauflösende Analyse der Probenoberfläche durchgeführt. In der Regel wird die Testung des Haftverbundes mit sogenannten *push-out* oder *pull-out* Tests durchgeführt. Bei diesen Versuchsaufbauten wird der Verbund zwischen Stift und Zahnhartsubstanz durch ein Herausdrücken (*push-out*) bzw. Herausziehen (*pull-out*) des Stiftes aus Probenscheiben bzw. den Wurzeln mit einer Universalprüfmaschine gemessen. Push-out-Versuche für gebündelte Faserstifte zeigen unterschiedliche Ergebnisse. Bitter *et al.*⁴⁸ stellten bei ihren Untersuchungen keinen signifikanten Unterschied bei der Art des Versagens zwischen dem solitären Glasfaserstift (Rebilda Post; VOCO) und dem gebündelten Glasfaserstift (Rebilda Post GT, VOCO) fest. Al-Tayyan *et al.*⁸² hingegen zeigten in einem ähnlichen Versuchsaufbau, dass gebündelte Faserstifte nach dem Push-out-Test von mehr Komposit bedeckt waren als die Kontrollgruppe mit solitärem Stift. Beide Studien stimmen aber darin überein, dass ein adhäsives Versagen vor allem zwischen Komposit und Dentin auftrat. Ein direkter Vergleich dieser Ergebnisse mit denen der vorliegenden Arbeit ist durch die verschiedenen Belastungsansätze erschwert. Dennoch sollen im Folgenden Erklärungsansätze für die verschiedenen intrakanalären Versagensmuster der zwei Stiffformen dargelegt werden. Als erster Ansatz kommt der unterschiedlich große Konfigurationsfaktor (C-Faktor) während der Aushärtung des Komposits bei der Befestigung der beiden Stifftypen in Betracht. Der C-Faktor ergibt sich aus dem Verhältnis von gebundener zu freier Oberfläche während des Aushärtens des Komposits. Dieses Verhältnis wird innerhalb des Wurzelkanals aufgrund der Tiefe der Kavität und den wenigen freien Oberflächen als sehr ungünstig beschrieben⁸³. Für die vorliegende Arbeit wurde eine Berechnung des C-Faktors für die verschiedenen Stiftgruppen durchgeführt (Tab. 7). Die gebundene Oberfläche ergibt sich aus der Mantelfläche des Stiftes und der Dentinoberfläche innerhalb der Wurzel. Für solitäre Glasfaserstifte (*GnP*) wird die Oberfläche als Kegelstumpf, bei gebündelten Glasfaserstifte (*GFB6* und *GFB12*) als Zylinder berechnet.

Die Dentinoberfläche innerhalb der Wurzel wird durch die Größe der Stiftbettbohrung und

die Größe der koronalen Erweiterung bestimmt. Die ungebundene Oberfläche ergibt sich aus dem nach der Stiftinsertion zur Verfügung stehenden freien Raum in der Wurzel. Berechnungen dieser Werte für die Proben der vorliegenden Arbeit ergaben, dass solitäre Glasfaserstifte einen um den Faktor 2,5 bis 5,6 Fach höheren C-Faktor aufweisen können als gebündelte Glasfaserstifte ^{50, 51}.

Tabelle 7 ^{55, 51}: Exemplarische Berechnung des C-Faktors anhand zweier Proben

	Rebilda® Post #15	Rebilda Post® GT 12
Manteloberfläche Stift auf 8 mm	27,944 mm ²	90,78 mm ²
Dentinoberfläche	29,563 mm ²	36,049 mm ²
ungebundene Oberfläche	0,201 mm ²	2,089 mm ²
C-Faktor	286,104	60,713

Darüber hinaus hat die Schichtdicke des Komposits einen Einfluss auf den Schrumpfungstress. Bei der Befestigung eines solitären Glasfaserstiftes entsteht eine dünne Zementfuge zwischen Stift und Wurzelkanaldentin, in der das Komposit verteilt wird. In diesem Zusammenhang weisen Alster *et al.* ⁸⁴ darauf hin, dass in dünneren Schichten aus Komposit ein größerer Schrumpfungstress entsteht. Watts *et al.* ⁸⁵ zeigen in ihrer Untersuchung, dass ab einer bestimmten Schichtdicke eine weitere Reduzierung keinen Einfluss mehr auf den entstehenden Stress hat. Bei der Befestigung gebündelter Faserstifte verteilt sich das Komposit zusätzlich zwischen den einzelnen Stiften, wodurch eine zusammenhängende Kompositmasse entsteht, in die die Glasfaserstifte eingebettet werden. Für die Oberflächen von Stiften wurde nachgewiesen, dass der Schrumpfungstress an diesen mit steigender Kompositdicke abnimmt ⁸⁶. Entgegengesetzt verhält es sich laut Sun *et al.* ⁸⁷ mit dem Stress an der Wand der Stiftbettbohrung, dieser vergrößert sich mit einer steigenden Masse an Komposit.

Ein maßgeblicher Unterschied zwischen den intrakanalären Versagensmustern solitärer Glasfaserstifte und gebündelter Glasfaserstifte zeigte sich an den beteiligten Grenzflächen. Die solitären Glasfaserstifte zeigten ein Versagen zwischen der Stiftoberfläche und dem Komposit, welches weiterhin am Dentin haftete (Abb. 19). Bei gebündelten Glasfaserstiften versagte in der Regel der Verbund zwischen Komposit und Dentin (Abb. 18). Der höhere C-Faktor und die dünnere Zementfuge durch die ein hoher Schrumpfungstress entsteht, der vor allem an der Stiftoberfläche auftritt ⁸⁶, könnten eine Erklärung für die Art des intrakanalären Versagens solitärer Glasfaserstifte in der vorliegenden Arbeit sein. Die Feststellung, dass eine dickere Zementfuge einerseits zu einer Reduktion des

Schrumpungsstress an der Stiftoberfläche, andererseits aber zu einem vergrößerten Stress am Dentin führt⁸⁷, würde das Versagen der gebündelten Glasfaserstifte erklären. Die Studie von Bitter *et al.*⁴⁸, bei der eine Analyse der Versagensmuster nach der Testung des Haftverbundes von solitären und gebündelten Glasfaserstiften durchgeführt wurde, konnte keine signifikanten Unterschiede für die Art des adhäsiven Versagens zwischen den beiden Stiftarten feststellen. Ein direkter Vergleich dieser Studien ist aufgrund der unterschiedlichen Belastungsarten jedoch schwierig.

5.4 Analyse der Micro-CT Bilder

Das Micro-CT ist in der aktuellen Forschung ein häufig gewähltes Mittel, um eine nicht destruktive Probenanalyse zu ermöglichen^{88, 89}. Es ergibt sich die Chance, Veränderungen im Inneren von Proben zu analysieren, ohne dass eine Manipulation der verwendeten Materialien durch das Auftrennen der Proben befürchtet werden muss.

Algamaiah *et al.*⁶³ zeigten 2020 mit Micro-CT-Analysen, dass eine thermische Belastung in Wasserbädern Veränderungen dentaler Kompositproben induzierte. Die beobachteten Veränderungen zeigten sich in Form einer Volumenzunahme und Vergrößerung der Probenoberfläche der Kompositquader. Bis-GMA-basierte Proben zeigten die höchste Zunahme verglichen mit Kompositen auf anderer Basis (Ormocer, experimentelles Monomer). Zusätzlich wurde auch die Wasseraufnahme der Komposite untersucht. Komposite auf Bis-GMA-Basis zeigten hydrophilere Eigenschaften als die anderen analysierten Komposite. Bis-GMA-basierte Kunststoffe wurden bereits in früheren Studien auf ihr Verhalten bei einer Lagerung in Wasser untersucht. Söderholm⁹⁰ stellte fest, dass die Proben bei einer Lagerung in Wasserbädern mit einer Temperatur von 37 °C oder 60 °C Wasser aufnehmen und quellen. Die Wasseraufnahme war darüber hinaus höher als bei einer reinen Diffusion von Wassermolekülen in die Kompositmatrix zu erwarten wäre. Dies legt die Vermutung nahe, dass es neben der Akkumulation von Wassermolekülen innerhalb der Polymerketten zusätzlich zu einer Einlagerung von Wassermolekülen in eventuell vorhandene Lufteinschlüsse gekommen sein könnte.

Komposite können Wasser nicht nur aufnehmen, es besteht auch die Möglichkeit, dass nach dem Aushärten noch Rest-Monomere vorliegen, die sich während des Abbindeprozesses nicht mit den entstehenden Polymerketten verbunden haben. Diese ungebundenen Monomere können später durch Wasser ausgewaschen werden⁹¹. Das dualhärtende Aufbaukomposit der vorliegenden Arbeit auf Bis-GMA-Basis wurde durch Keramikronen von dem umgebenden Wasser abgeschirmt, wodurch eine Wasseraufnahme oder

ein Auswaschen von Monomeren unwahrscheinlich erscheint. Auf der anderen Seite wurde eine Diffusion von Wasser und Monomeren durch Dentin *in vitro* bereits bewiesen⁹². Eine Aufnahme von Wasser und das Auswaschen von Monomeren ist daher ebenfalls über die Wurzeloberfläche denkbar. Das Verbleiben ungebundener Monomere nach der Polymerisation wird unter anderem durch das verwendete Komposit bestimmt. Dualhärtende Komposite zeigen beispielsweise in tiefen Kavitäten (Stiftbohrungen) mit zunehmender Tiefe einen geringeren Konversionsgrad als weiter koronal liegende Bereiche, die näher an der Lichtquelle liegen. Ein Verzicht auf die Lichthärtung (Dunkelhärtung) resultierte ebenfalls in geringeren Konversionsraten⁹³. In der vorliegenden Arbeit wurde ein dualhärtendes Komposit auf Bis-GMA-Basis genutzt, das sowohl in tiefen Kavitäten (Stiftbohrung) als mit reiner Dunkelhärtung (Herstellung des koronalen Aufbaus) verwendet wurde.

Daher können die beschriebenen Eigenschaften dieses Komposits, wie Hydrophilie, Quellung und unvollständige Polymerisation, im Zusammenspiel mit der mechanischen und thermischen Belastung eine Erklärung für die im Micro-CT gefundenen Veränderungen, in den Regionen eingeschlossener Luftblasen, sein. Die Analyse des dreidimensionalen Bildmaterials lässt keine abschließenden genauen Rückschlüsse darauf zu, ob es zu einer Veränderung der Konfiguration der Luftblasen im Laufe der Belastung kam, zum Beispiel durch ein Quellen des Komposits, oder zu einer Veränderung der Röntgenopazität des Komposits durch ein Auswaschen von ungebundenen Monomeren. Dieser Problematik sollte in weiteren Untersuchungen nachgegangen werden, zum Beispiel mit höher auflösenden Micro-CT-Aufnahmen oder *live*-Micro-CTs, die während der künstlichen Probenalterung durchgeführt werden und so eine Darstellung der Prozesse im Inneren der Proben ermöglichen.

6. Schlussfolgerung

Auf Grundlage der vorliegenden Ergebnisse lassen sich folgende Aussagen treffen:

Endodontisch behandelte mittlere Oberkieferschneidezähne mit vollständigem Verlust der klinischen Krone, die mit adhäsiv befestigten Lithiumdisilikatkronen und solitären oder gebündelten Glasfaserstiften restauriert wurden, zeigen vergleichbare Ergebnisse im Hinblick auf die maximale Bruchlast. Hingegen zeigte eine 4 mm tiefe Verzäpfung aus Komposit im Wurzelkanal eine signifikant geringere Bruchlast, die einen klinischen Einsatz fraglich erscheinen lässt.

Beim Blick auf die Frakturmuster bleibt festzuhalten, dass Zähne, die mit einer Verzäpfung aus Komposit versorgt wurden, ein günstigeres Versagen unter Berücksichtigung des Verlustes von Zahnhartsubstanz und damit einer möglichen Wiederversorgung zeigen. Die beiden untersuchten Stiftarten zeigten deutlich destruktivere Frakturmuster verglichen mit Verzäpfungen aus Komposit, die Stiftarten untereinander zeigten jedoch keine signifikant verschiedenen Frakturmuster.

Die vorliegende Arbeit bestätigt die Annahme, dass Glasfaserstifte meist adhäsiv im Wurzelkanal versagen. Dennoch zeigten sich Unterschiede. Die solitären Faserstifte versagten vermehrt zwischen der Stiftoberfläche und dem Komposit, wohingegen die gebündelten Glasfaserstifte ein Versagen zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz aufwiesen. Da sich keine Unterschiede in der maximalen Bruchlast fanden, ist die klinische Relevanz dieses Befundes unklar, lässt jedoch auf einen guten Verbund der gebündelten Glasfaserstifte zum Komposit schließen, obwohl sich in dieser Verbundschicht auch Inhomogenitäten und Blasen zeigten.

Auswertungen der dreidimensionalen Daten lassen vermuten, dass es während einer thermomechanischen Belastung zu Veränderungen innerhalb des Komposits im Bereich von eingeschlossenen Blasen kommt. Inwieweit diese beobachteten Veränderungen langfristig Konsequenzen haben können, sollte in weiteren Untersuchungen Berücksichtigung finden, um die Schwachstellen prothetisch restaurierter Zähne aufzuzeigen.

Unter Berücksichtigung der Limitationen einer In-vitro-Studie erscheint der klinische Einsatz der gebündelten Glasfaserstifte auf Basis der vorliegenden Ergebnisse empfehlenswert. Zusätzlich sollte die Durchführung einer klinischen Studie in Betracht gezogen werden, um gebündelte und solitäre Glasfaserstifte zu vergleichen und Parameter wie den intrakanalären Substanzverlust zu analysieren.

7. Literaturverzeichnis

References

1. GABRIEL, KRASTL, 'Die postendodontische Restauration - Wurzelkanalstifte: wann und wie?', *Endodontie*, 14/2 (2005), 129–42.
2. MATTISON, GORDON D., DELIVANIS, PHILIP D., THACKER JR., RALPH W., and HASSELL, KURT J., 'Effect of post preparation on the apical seal', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1984, 785–9.
3. DALLARI, ADRIANO, and ROVATTI, LAURA, 'Six Years of in vitro/in Vivo Experience With Compositopost', *Compend Contin Educ Dent Suppl.*, 20 (1996), S57 - 63.
4. SCHWARTZ, RICHARD S., and ROBBINS, JAMES W., 'Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review', *JOURNAL OF ENDODONTICS*, 30/5 (2004), 289–301 <<http://endoexperience.com/documents/postplacementinendoteethareview.pdf>>.
5. SIGNORE, ANTONIO, BENEDECENTI, STEFANO, KAITSAS, VASSILIOS, BARONE, MICHELE, ANGIERO, FRANCESCA, and RAVERA, GIAMBATTISTA, 'Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage', *Journal of dentistry*, 37/2 (2009), 115–21.
6. NAUMANN, MICHAEL, PREUSS, ANJA, and FRANKENBERGER, ROLAND, *Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts* (23, 2007).
7. HARALD, TSCHERNITSCHKEK, and THOMAS, SCHWARZE, 'Werkstoffkundliche Eigenschaften von Wurzelkanalstiften - Eine Übersicht', *Endodontie*, 14/2 (2005), 113–26.
8. JANSSEN, U., and HÜLSMANN, M., 'Das Bruchverhalten endodontisch verankerter Aufbauten mit den Wurzelstiftsystemen Luscent-Anchor und Perma-tex im In-vitro-Test', *DZZ*, 58/6 (2003), 331–6.
9. HANSEN, ERIK KEITH, ASMUSSEN, ERIK, and CHRISTIANSEN, NIELS C., 'In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam', *Dental Traumatology*, 1990, 49–55.
10. FISCHER, H., EDELHOFF, D., and MARX, K., 'Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften', *DZZ*, 1998, 854–8.
11. SANTOS-FILHO, PAULO CÉSAR FREITAS, VERÍSSIMO, CRISNICAW, SOARES, PAULO VINÍCIUS, SALTARELO, REBECA CARNIELLO, SOARES, CARLOS JOSÉ, and MARCONDES MARTINS, LUIS ROBERTO, 'Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth', *Journal of endodontics*, 40/1 (2014), 119–23.
12. FERRARI, M., VICHI, A., and GARCIA-GODOY, F., 'Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores', *American journal of dentistry*, 2000, 15B-18B.

13. NAUMANN, MICHAEL, NEUHAUS, KLAUS W., KÖLPIN, MANJA, and SEEMANN, RAINER, 'Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: a representative survey in Germany', *Clinical oral investigations*, 20/2 (2016), 253–9.
14. NAKABAYASHI, NOBUO, KOJIMA, KATSUNORI, and MASUHARA, EIICHI, 'The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates', *Journal of Biomedical Materials Research*, 16/3 (1982), 265–73.
15. GWINNETT, A. J., 'Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding', *American journal of dentistry*, 6/1 (1993), 7–9.
16. CAIADO, ANA CAROLINA ROCHA LIMA, GOES, MARIO FERNANDO de, SOUZA-FILHO, FRANCISCO JOSÉ de, and RUEGGERBERG, FREDERICK A., 'The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103/6 (2010), 352–61.
17. GORACCI, C., and FERRARI, M., 'Current perspectives on post systems: a literature review', *Australian dental journal*, 56 Suppl 1 (2011), 77–83.
18. DIETSCHI, DIDIER, DUC, OLIVIER, KREJCI, IVO, and SADAN, AVISHAI, '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 International*, 39/2 (2008), 117–29.
19. BITTER, KERSTIN, HAMBARAYAN, ANI, NEUMANN, KONRAD, BLUNCK, UWE, and STERZENBACH, GUIDO, 'Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal', *European journal of oral sciences*, 121/4 (2013), 349–54.
20. STERZENBACH, GUIDO, KARAJOUJI, GHALEB, NAUMANN, MICHAEL, PEROZ, INGRID, and BITTER, KERSTIN, 'Fiber post placement with core build-up materials or resin cements-an evaluation of different adhesive approaches', *Acta odontologica Scandinavica*, 70/5 (2012), 368–76.
21. SARKIS-ONOFRE, R., SKUPIEN, J. A., CENCI, M. S., MORAES, R. R., and PEREIRA-CENCI, T., 'The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies', *Operative dentistry*, 39/1 (2014), E31–44.
22. VICHI, ALESSANDRO, CARRABBA, MICHELE, GORACCI, CECILIA, and FERRARI, MARCO, 'Extent of cement polymerization along dowel space as a function of the interaction between adhesive and cement in fiber post cementation', *The journal of adhesive dentistry*, 14/1 (2012), 51–7.
23. MATINLINNA, JUKKA P., LASSILA, LIPPO V. J., OZCAN, MUTLU, YLI-URPO, ANTTI, and VALLITTU, PEKKA K., 'An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry', *The International journal of prosthodontics*, 17/2 (2004), 155–64.
24. MAROULAKOS, GEORGIOS, HE, JIANING, and NAGY, WILLIAM W., 'The Post-endodontic Adhesive Interface: Theoretical Perspectives and Potential Flaws', *JOURNAL OF ENDODONTICS*, 44/3 (2018), 363–71.

25. MORAES, A. P., SARKIS-ONOFRE, R., MORAES, R. R., CENCI, M. S., SOARES, C. J., and PEREIRA-CENCI, T., 'Can Silanization Increase the Retention of Glass-fiber posts? A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies', *Operative dentistry*, 40/6 (2015), 567–80.
26. SCHMAGE, PETRA, ÇAKIR, FILİZ YALÇIN, NERGİZ, İBRAHİM, and PFEIFFER, PETER, 'Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102/6 (2009), 368–77.
27. MAGNI, ELISA, MAZZITELLI, CLAUDIA, PAPACCHINI, FEDERICA, RADOVIC, IVANA, GORACCI, CECILIA, CONIGLIO, IVANOVIC, and FERRARI, MARCO, 'Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface', *The journal of adhesive dentistry*, 9/2 (2007), 195–202.
28. SOARES, CARLOS JOSE, SANTANA, FERNANDA RIBEIRO, PEREIRA, JANAINA CARLA, ARAUJO, TATIANA SANTOS, and MENEZES, MURILO SOUZA, 'Influence of airborne-particle abrasion on mechanical properties and bond strength of carbon/epoxy and glass/bis-GMA fiber-reinforced resin posts', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99/6 (2008), 444–54.
29. CEKIC-NAGAS, ISIL, SUKUROGLU, ELCIN, and CANAY, SENAY, 'Does the surface treatment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials?', *Journal of dentistry*, 39/2 (2011), 171–9.
30. NISSAN, J., DMITRY, Y., and ASSIF, D., 'The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86/3 (2001), 304–8.
31. NAUMANN, MICHAEL, STERZENBACH, GUIDO, ROSENTRITT, MARTIN, BEUER, FLORIAN, and FRANKENBERGER, ROLAND, 'Is adhesive cementation of endodontic posts necessary?', *Journal of endodontics*, 34/8 (2008), 1006–10.
32. HOYT, PATRICK, and SCHÄFER, EDGAR, 'Restauration wurzelkanalbehandelter Zähne: Glasfaserstifte vs. Metallstifte', *Endodontie*, 28/1 (2019), 73–85.
33. BITTER, KERSTIN, NOETZEL, JÖRN, STAMM, OLIVER, VAUDT, JULIANE, MEYER-LUECKEL, HENDRIK, NEUMANN, KONRAD, and KIELBASSA, ANDREJ M., 'Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months', *Journal of endodontics*, 35/11 (2009), 1477–82.
34. SAUNDERS, W., P., and SAUNDERS, E., M., 'Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review', *Endod Dent Traumatol.*, 10/3 (1994), 105–8.
35. NG, Y-L, MANN, V., and GULABIVALA, K., 'Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature', *International endodontic journal*, 43/3 (2010), 171–89.
36. MEIRINHOS, J., MARTINS, J. N. R., PEREIRA, B., BARUWA, A., GOUVEIA, J., QUARESMA, S. A., MONROE, A., and GINJEIRA, A., 'Prevalence of apical periodontitis and its association with

- previous root canal treatment, root canal filling length and type of coronal restoration - a cross-sectional study', *International endodontic journal*, 53/4 (2020), 573–84.
37. MAGNE, P., LAZARI, P. C., CARVALHO, M. A., JOHNSON, T., and DEL BEL CURY, A. A., 'Ferrule-Effect Dominates Over Use of a Fiber Post When Restoring Endodontically Treated Incisors: An In Vitro Study', *Operative dentistry*, 42/4 (2017), 396–406.
 38. AUSIELLO, PIETRO, CIARAMELLA, STEFANO, MARTORELLI, MASSIMO, LANZOTTI, ANTONIO, ZARONE, FERNANDO, WATTS, DAVID C., and GLORIA, ANTONIO, 'Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape', *Dental Materials*, 33/12 (2017), 1466–72.
 39. VERÍSSIMO, CRISNICAW, SIMAMOTO JÚNIOR, PAULO CÉZAR, SOARES, CARLOS JOSÉ, NORITOMI, PEDRO YOSHITO, and SANTOS-FILHO, PAULO CÉSAR FREITAS, *Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors* (111, 2014).
 40. PREUSS, ANJA, ROSENTRITT, MARTIN, FRANKENBERGER, ROLAND, BEUER, FLORIAN, and NAUMANN, MICHAEL, 'Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisors', *Clinical oral investigations*, 12/2 (2008), 151–6.
 41. STERZENBACH, G., ROSENTRITT, M., FRANKENBERGER, R., PARIS, S., and NAUMANN, M., 'Loading standardization of postendodontic restorations in vitro: impact of restorative stage, static loading, and dynamic loading', *Operative dentistry*, 37/1 (2012), 71–9.
 42. SCHNARGEL, P., BEHR, M., ROSENTRITT, M., LEIBROCK, A., LANG, R., and HANDEL, G., 'Simulation of physiological tooth mobility in in vitro stress examination of dental restorations in the masticator', *Journal of Dental Research*, 77/5 (1998), 1260.
 43. PONTIUS, OLIVER, NATHANSON, D., GIORDANO, R., SCHILDER, H., and HUTTER, JEFFREY W., 'Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement', *Journal of endodontics*, 28/10 (2002), 710–5.
 44. HÜLSMANN M., and SCHÄFER E., "'Good clinical practice": Die Wurzelkanalbehandlung. Stellungnahme des Endodontie-Beirates der DGZ', 2007.
 45. NAGASIRI, RAPEEPHAN, and CHITMONGKOLSUK, SOMSAK, 'Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: A retrospective cohort study', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93/2 (2005), 164–70.
 46. PLOTINO, GIANLUCA, GRANDE, NICOLA MARIA, ISUFI, ALMIRA, IOPPOLO, PIETRO, PEDULLÀ, EUGENIO, BEDINI, ROSSELLA, GAMBARINI, GIANLUCA, and TESTARELLI, LUCA, 'Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs', *Journal of endodontics*, 43/6 (2017), 995–1000.

47. AL-NUAIMI, N., PATEL, S., AUSTIN, R. S., and MANNOCCI, F., 'A prospective study assessing the effect of coronal tooth structure loss on the outcome of root canal retreatment', *International endodontic journal*, 50/12 (2017), 1143–57.
48. BITTER, KERSTIN, FALCON, LUIS, PRATES SOARES, ANA, STURM, RICHARD, STEIN-LAUSNITZ, MANJA von, and STERZENBACH, GUIDO, 'Effect of Application Mode on Bond Strength of Adhesively Luted Glass-fiber Bundles Inside the Root Canal', *Journal of Adhesive Dentistry*, 21/6 (2019), 517–24.
49. STERZENBACH, GUIDO, KALBERLAH, SVEN, BEUER, FLORIAN, FRANKENBERGER, ROLAND, and NAUMANN, MICHAEL, 'In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: a pilot study', *Acta odontologica Scandinavica*, 69/5 (2011), 316–8.
50. STURM, RICHARD, PRATES SOARES, ANA, STERZENBACH, GUIDO, and BITTER, KERSTIN, 'Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin', *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119 (2021).
51. —, 'Corrigendum to "Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin"', *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 126 (2022), 104385.
52. FRANCO, ERICO BRAGA, LINS DO VALLE, ACCACIO, POMPEIA FRAGA DE ALMEIDA, ANA LÚCIA, RUBO, JOSÉ HENRIQUE, and PEREIRA, JEFFERSON RICARDO, 'Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111/1 (2014), 30–4.
53. FRÁTER, MÁRK, FORSTER, ANDRÁS, JANTYIK, ÁDÁM, BRAUNITZER, GÁBOR, NAGY, KATALIN, and GRANDINI, SIMONE, 'In vitro fracture resistance of premolar teeth restored with fibre-reinforced composite posts using a single or a multi-post technique', *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*, 43/1 (2017), 16–22.
54. STERZENBACH, G., KARAJOU LI, G., TUNJAN, R., SPINTIG, T., BITTER, K., and NAUMANN, M., 'Damage of lithium-disilicate all-ceramic restorations by an experimental self-adhesive resin cement used as core build-ups', *Clinical oral investigations*, 19/2 (2015), 281–8.
55. AMBICA, KHETARPAL, MAHENDRAN, KAVITHA, TALWAR, SANGEETA, VERMA, MAHESH, PADMINI, GOVINDASWAMY, and PERIASAMY, RAVISHANKAR, 'Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study', *Journal of endodontics*, 39/1 (2013), 96–100.
56. NAUMANN, M., METZDORF, G., FOKKINGA, W., WATZKE, R., STERZENBACH, G., BAYNE, S., and ROSENTRITT, M., 'Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review', *Journal of oral rehabilitation*, 36/4 (2009), 299–312.

57. HELVATJOGLU-ANTONIADES, M., KOLINIOTOU-KUBIA, E., and DIONYSOPOULOS, P., 'The effect of thermal cycling on the bovine dentine shearbond strength of current adhesive systems', *Journal of oral rehabilitation*, 31 (2004), 911–7.
58. SALAMEH, ZIAD, SORRENTINO, ROBERTO, OUNSI, HANI F., SADIG, WALID, ATIYEH, FADI, and FERRARI, MARCO, 'The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts', *Journal of endodontics*, 34/7 (2008), 842–6.
59. SINGH, S., and THAREJA, P., 'Fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors with varying ferrule heights and configurations: In vitro study.', *J Conserv Dent.*, 17/2 (2014), 115–8.
60. LAZARI, PRISCILLA CARDOSO, CARVALHO, MARCO AURÉLIO de, DEL BEL CURY, ALTAIR A., and MAGNE, PASCAL, 'Survival of extensively damaged endodontically treated incisors restored with different types of posts-and-core foundation restoration material', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119/5 (2018), 769–76 <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391317303682>>.
61. SCHMITTER, MARC, HUY, CLAUDIA, OHLMANN, BRIGITTE, GABBERT, OLAF, GILDE, HERBERT, and RAMMELSBERG, PETER, 'Fracture resistance of upper and lower incisors restored with glass fiber reinforced posts', *Journal of endodontics*, 32/4 (2006), 328–30.
62. LONEY, ROBERT, W., MOULDING, M., BRENT, and RITSCO, RON, G., 'The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns.', *Int J Prosthodont.*, 8/3 (1995), 247–51.
63. ALGAMAIAH, HAMAD, DANSO, ROBERT, BANAS, JEFFREY, ARMSTRONG, STEVE R., WHANG, KYUMIN, RAWLS, H. RALPH, and TEIXEIRA, ERICA C., 'The effect of aging methods on the fracture toughness and physical stability of an oxirane/acrylate, ormocer, and Bis-GMA-based resin composites', *Clinical oral investigations*, 24/1 (2020), 369–75.
64. GRADL, REGINE, ZANETTE, IRENE, RUIZ-YANIZ, MAITE, DIEROLF, MARTIN, RACK, ALEXANDER, ZASLANSKY, PAUL, and PFEIFFER, FRANZ, 'Mass Density Measurement of Mineralized Tissue with Grating-Based X-Ray Phase Tomography', *PloS one*, 11/12 (2016), e0167797.
65. KERN, M., STRUP, J. R., and LÜ, X.-Y., 'Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator', *Journal of oral rehabilitation*, 26/5 (1999), 372–8.
66. KRAMER, E. J., MEYER-LUECKEL, H., WOLF, T. G., SCHWENDICKE, F., NAUMANN, M., and WIERICHS, R. J., 'Success and survival of post-restorations: six-year results of a prospective observational practice-based clinical study', *International endodontic journal*, 52/5 (2019), 569–78.

67. MAROLI, ANGÉLICA, HOELCHER, KAUE, ANDREAS, LOTICE, HOELCHER, REGINATO, VAGNER FLAVIO, SPAZZIN, ALOISIO ORO, CALDAS, RICARDO ARMINI, and BACCHI, ATAIS, 'Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials', *Materials Science and Engineering: C*, 76 (2017), 839–44.
68. KURTHUKOTI, AMEET J., PAUL, JAYA, GANDHI, KAPIL, and RAO, DIVYA B. J., 'Fracture resistance of endodontically treated permanent anterior teeth restored with three different esthetic post systems: An in vitro study.', *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 33/4 (2015), 296–301.
69. LANG, H., KORKMAZ, Y., SCHNEIDER, K., and RAAB, W.H.-M., 'Impact of Endodontic Treatments on the Rigidity of the Root', *J Dent Res*, 2006, 364–8.
70. PALMER, D. S., BARCO, M. T., and BILLY, E. J., 'Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67/3 (1992), 325–7.
71. HELKIMO, E., CARLSSON, G. E., and HELKIMO, M., 'Bite force and state of dentition', *Acta odontologica Scandinavica*, 35/6 (1977), 297–303.
72. KUL, ESRA, YANIKOĞLU, NURAN, YEŞILDAL YETER, KÜBRA, BAYINDIR, FUNDA, and SAKARYA, RÜSTÜ ERSOY, 'A comparison of the fracture resistance of premolars without a ferrule with different post systems', *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
73. ALKHALIDI, EMAD FARHAN, 'Fracture Resistance of New Fiber Post System (Rebilda GT)', *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology*, 14/3 (2020), 2632–8.
74. FERRARI, M., VICHI, A., FADDA, GM., CAGIDIACO, MC., TAY, FR., BRESCHI, L., POLIMENI, A., and GORACCI, C., 'A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars.', *J Dent Res*, 91/7 (2012), 72–8.
75. CLOET, ELLEN, DEBELS, ELKE, and NAERT, IGNACE, 'Controlled Clinical Trial on the Outcome of Glass Fiber Composite Cores Versus Wrought Posts and Cast Cores for the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A 5-Year Follow-up Study', *The International journal of prosthodontics*, 30/1 (2017), 71–9.
76. NAUMANN, MICHAEL, SCHMITTER, MARC, and KRSTL, GABRIEL, 'Postendodontic Restoration: Endodontic Post-and-Core or No Post At All?', *The journal of adhesive dentistry*, 20/1 (2018), 19–24.
77. VALDIVIA, ANDRÉA DOLORES CORREIA MIRANDA, RAPOSO, LUÍS HENRIQUE ARAÚJO, SIMAMOTO-JÚNIOR, PAULO CÉZAR, NOVAIS, VERIDIANA REZENDE, and SOARES, CARLOS JOSÉ, 'The effect of fiber post presence and restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: An in vitro study', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108/3 (2012), 147–57.
78. HUNTER, A. J., FEIGLIN, B., and WILLIAMS, J. F., 'Effects of post placement on endodontically treated teeth', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 166–72 <[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(89\)90306-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(89)90306-5)>.

79. GAROUSHI, SUFYAN, VALLITTU, PEKKA, K., and LASSILA, LIPPO, V.J., 'Continuous and Short Fiber Reinforced Composite in Root Post-Core System of Severely Damaged Incisors', *The Open Dentistry Journal*, 2009, 36–41.
80. NAUMANN, MICHAEL, KÖLPIN, MANJA, BEUER, FLORIAN, and MEYER-LÜCKEL, HENDRIK, '10-year Survival Evaluation for Glass-fiber-supported Postendodontic Restoration: A Prospective Observational Clinical Study', *Journal of endodontics*, 38/4 (2012), 432–5.
81. CAGIDIACO, MC., GORACCI, C., GARCIA-GODOY, F., and FERRARI M., 'Clinical studies of fiber posts: a literature review.', *Int J Prosthodont.*, 21/4 (2008), 328–36.
82. AL-TAYYAN, MOUHAMMAD H., WATTS, DAVID C., KURER, HANS G., and QUALTROUGH, ALISON J. E., 'Is a "Flexible" Glass Fiber-Bundle Dowel System as Retentive as a "Rigid" Quartz Fiber Dowel System?', *Journal of Prosthodontics*, 17/7 (2008), 532–7.
83. A.J. FEILZER, A.J. DE GEE, and AND C.L. DAVIDSON, 'Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration', *Journal of Dental Research*, 11/66 (1987), 1636–9.
84. ALSTER, DARJA, FEILZER, ALBERT J., GEE, ANTON J. de, and DAVIDSON, CARLEL L., 'Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness', *Dental Materials*, 11/3 (1997), 146–50.
85. WATTS, DAVID C., and SATTERTHWAITE, JULIAN D., 'Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass', *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24/1 (2008), 1–8.
86. LAZARI, PRISCILLA CARDOSO, OLIVEIRA, RODRIGO CALDEIRA NUNES DE, ANCHIETA, RODOLFO BRUNIERA, ALMEIDA, ERIKA OLIVEIRA DE, FREITAS JUNIOR, AMILCAR CHAGAS, KINA, SIDNEY, and ROCHA, EDUARDO PASSOS, 'Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data', *Journal of Applied Oral Science*, 21/6 (2013), 511–7.
87. SUN, JIRUN, EIDELMAN, NAOMI, and LIN-GIBSON, SHENG, '3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage', *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25/3 (2009), 314–20.
88. SWAIN, MICHAEL V., and XUE, JING, 'State of the art of Micro-CT applications in dental research', *International journal of oral science*, 1/4 (2009), 177–88.
89. HUANG, YAN, CELIKTEN, BERKAN, FARIA VASCONCELOS, KARLA de, FERREIRA PINHEIRO NICOLIELO, LAURA, LIPPIATT, NICHOLAS, BUYUKSUNGUR, ARDA, JACOBS, REINHILDE, and ORHAN, KAAAN, 'Micro-CT and nano-CT analysis of filling quality of three different endodontic sealers', *Dentomaxillofacial Radiology*, 46/8 (2017), 20170223.
90. SÖDERHOLM, KARL-JOHAN, 'Water sorption in a bis(GMA)/TEGDMA resin', *Journal of Biomedical Materials Research*, 18 (1984), 271–779.

91. BOARO, LETÍCIA C., GONÇALVES, FLÁVIA, GUIMARÃES, THAYSE C., FERRACANE, JACK L., PFEIFER, CARMEM S., and BRAGA, ROBERTO R., 'Sorptions, solubility, shrinkage and mechanical properties of "low-shrinkage" commercial resin composites', *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29/4 (2013), 398–404.
92. PUTZEYS, EVELINE, DUCA, RADU CORNELIU, COPPENS, LIEVE, VANOIRBEEK, JEROEN, GODDERIS, LODE, VAN MEERBEEK, BART, and VAN LANDUYT, KIRSTEN L., 'In-vitro transdentinal diffusion of monomers from adhesives', *Journal of dentistry*, 75 (2018), 91–7.
93. SHADMAN, N., ATAI, M., GHAVAM, M., KERMANSHAH, H., and EBRAHIMI, SF., 'Parameters affecting degree of conversion of dual-cure resin cements in the root canal: FTIR analysis.', *J Can Dent Assoc.*, 78 (2012) <<https://jcda.ca/article/c53>>, accessed 17 Apr 2020.

8. Anhang

8.1 Materialliste

- 1 ProTaper Next®**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 2 XSmart® plus**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 3 ProTaper Next® Guttapercha**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 4 ProTaper Next® Papierspitzen**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 5 AH Plus**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 6 Calamus® Dual**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 7 Futurabond® U**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 8 Futurabond® DC**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 9 Rebuilda® DC**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 10 Rebuilda® Post**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 11 Rebuilda® Post GT**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 12 Ceramic Bond**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 13 Bifix QM**
VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland
- 14 IPS e.max® CAD HT**
Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland
- 15 Liquid Strip Glyzerengel**
Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland

- 16 Silaplast futur**
Detax GmbH & Co KG., Ettlingen, Deutschland
- 17 Futar® D**
Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, Deutschland
- 18 Natriumhypochlorit (NaOCI)**
Hedinger, Stuttgart, Deutschland
- 19 Chloramin-T-Lösung**
Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland
- 20 Calcinase EDTA-Lösung**
Iege artis Pharma & GmbH + Co. KG, Dettenhausen, Deutschland
- 21 Iso-Propanol**
Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland
- 22 Endo Plugger**
LM-Instruments, Parainen, Finnland
- 23 Le Cron**
Henry Schein, Melville, New York, USA
- 24 Thomas Aufwachsinstrument PKT-2**
Henry Schein, Melville, New York, USA
- 25 HS-Parodontometer Figur CP15**
Henry Schein, Melville, New York, USA
- 26 Präparationsdiamant 8881.314.016 VPE 5**
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland
- 27 Präparationsdiamant 881.314.016 VPE 5**
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland
- 28 Technovit® 4004**
Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
- 29 Technovit® 4071**
Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
- 30 Mollosil® plus**
Detax GmbH & Co KG., Ettlingen, Deutschland
- 31 Paladur®**
Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
- 32 Supradent Klebewachs**
SCHULER-DENTAL, Ulm, Deutschland

- 33 0,3 mm Gusswachs**
Dentaurum, Pforzheim, Deutschland
- 34 Boxing Wachs**
YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland
- 35 Vaseline Balea**
dm-drogerie markt GmbH, Karlsruhe, Deutschland
- 36 Elipar Freelight 2**
3M, Neuss, Deutschland
- 37 Cerec AC-Aufnahmeeinheit**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 38 Cerec Software Version 4.4**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 39 Cerec MC XL**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 40 SkyScan 1172**
Bruker Corporation, Billerica, Massachusetts, USA
- 41 Heliodent Plus**
Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA
- 42 Keyence VHX-5000**
KEYENCE, Osaka, Japan
- 43 Phenom XL**
Elektronenmikroskop (Thermo Fisher Scientific, Waltham, Massachusetts, USA)
- 44 Kausimulator CS-4.8**
SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland
- 45 Zwick Z010**
Zwick Roell, Ulm, Deutschland
- 46 Lupenbrille 2,5x Vergrößerung**
Orascoptic, Madison, Wisconsin; USA

8.2 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Richard Sturm, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Einfluss der intrakanalären Verankerung auf die maximale Belastbarkeit wurzelkanalbehandelter Frontzähne - eine In-vitro-Analyse“; „Influence of intracanal anchorage on the durability of root canal treated anterior teeth - an in vitro analysis“ 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 verpflichte.

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

8.3 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Richard Sturm hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Richard Sturm, Ana Prates Soares, Guido Sterzenbach, Kerstin Bitter

Corrigendum to "Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin" Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials; 126 (2022), Available online 17 December 2021, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.105045>

Impact Factor 2020: 3.902

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste das Verfassen und das Einreichen des Corrigendums.

Richard Sturm, Ana Prates Soares, Guido Sterzenbach, Kerstin Bitter

„Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin“ Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 119 (2021), Available online 27 March 2021, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104385>

Impact Factor 2019: 3.372

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste die Versuchsplanung, -durchführung, die Datenerfassung, die statistische Auswertung, die Interpretation der Ergebnisse, die weiterführende Literaturrecherche, und das Verfassen der Publikation, sowie die Erstellung der in dieser Dissertation aufgeführten Tabellen und Abbildungen.

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

8.4 Auszug aus der Journal Summery List 2020

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2020** Selected Editions: SCIE,SSCI
 Selected Categories: **"ENGINEERING, BIOMEDICAL"** Selected Category
 Scheme: WoS

Gesamtanzahl: 90 Journale

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
1	Nature Biomedical Engineering	6,476	25.671	0.020080
2	Bioactive Materials	2,145	14.593	0.002730
3	BIOMATERIALS	126,871	12.479	0.069390
4	Bioengineering & Translational Medicine	1,105	10.711	0.002000
5	npj Regenerative Medicine	831	10.364	0.002180
6	IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING	27,030	10.048	0.033600
7	Biofabrication	6,729	9.954	0.008610
8	Advanced Healthcare Materials	17,525	9.933	0.026850
9	Annual Review of Biomedical Engineering	5,462	9.590	0.004420
10	Acta Biomaterialia	51,403	8.947	0.046320
11	MEDICAL IMAGE ANALYSIS	11,568	8.545	0.018360
12	Photoacoustics	1,093	8.484	0.001780
13	Materials Today Bio	264	7.348	0.000280
14	International Journal of Bioprinting	667	6.638	0.000950
15	Tissue Engineering Part B-Reviews	4,536	6.389	0.003040
16	Bio-Design and Manufacturing	332	6.302	0.000470
17	CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	15,673	5.977	0.012460
18	Artificial Cells Nanomedicine and Biotechnology	8,530	5.678	0.011380
19	COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE	12,277	5.428	0.011190
20	Journal of Neural Engineering	9,572	5.379	0.012750

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
21	ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN MEDICINE	4,245	5.326	0.004220
22	COMPUTERIZED MEDICAL IMAGING AND GRAPHICS	3,232	4.790	0.003470
23	COMPUTERS IN BIOLOGY AND MEDICINE	9,751	4.589	0.011860
24	IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING	27,406	4.538	0.019710
25	JOURNAL OF BIOMEDICAL MATERIALS RESEARCH PART A	20,820	4.396	0.010690
26	Biocybernetics and Biomedical Engineering	1,512	4.314	0.001760
27	Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation	7,017	4.262	0.007590
28	Tissue Engineering and Regenerative Medicine	1,293	4.169	0.001630
29	Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine	6,852	3.963	0.008600
30	EUROPEAN CELLS & MATERIALS	3,742	3.942	0.002250
31	ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING	13,808	3.934	0.011250
32	Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials	15,308	3.902	0.017650
33	JOURNAL OF MATERIALS SCIENCE-MATERIALS IN MEDICINE	13,209	3.896	0.005450
34	Biomedical Signal Processing and Control	6,354	3.880	0.007130
35	Tissue Engineering Part A	11,228	3.845	0.006860
36	IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems	4,012	3.833	0.006850
37	Regenerative Medicine	2,768	3.806	0.002440
38	IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING	9,404	3.802	0.009840
39	Biomedical Materials	4,944	3.715	0.003970

8.5 Corrigendum

Richard Sturm, Ana Prates Soares, Guido Sterzenbach, Kerstin Bitter,
Corrigendum to “Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin”. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*; 119 (2021) 104385, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 126, 2022,105045, ISSN 1751-6161, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.105045>.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.105045>

8.6 Auszug aus der Journal Summery List 2019

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2019** Selected Editions: SCIE,SSCI
 Selected Categories: **"ENGINEERING, BIOMEDICAL"** Selected Category
 Scheme: WoS

Gesamtanzahl: 87 Journale

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
1	Nature Biomedical Engineering	3,143	18.952	0.014180
2	Annual Review of Biomedical Engineering	4,698	15.541	0.004880
3	MEDICAL IMAGE ANALYSIS	9,028	11.148	0.017100
4	BIOMATERIALS	108,070	10.317	0.089110
5	Bioactive Materials	859	8.724	0.001650
6	Biofabrication	4,311	8.213	0.007470
7	Advanced Healthcare Materials	11,883	7.367	0.027520
8	Acta Biomaterialia	39,268	7.242	0.050720
9	npj Regenerative Medicine	417	7.021	0.001630
10	IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING	21,657	6.685	0.030060
11	Bioengineering & Translational Medicine	595	6.091	0.001660
12	Photoacoustics	715	5.870	0.001760
13	Tissue Engineering Part B-Reviews	3,603	5.724	0.004190
14	IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING	23,928	4.424	0.021150
15	ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN MEDICINE	2,953	4.383	0.003370
16	Journal of Neural Engineering	7,240	4.141	0.011940
17	Bio-Design and Manufacturing	99	4.095	0.000180
18	IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems	3,534	4.042	0.006530
19	COMPUTERIZED MEDICAL IMAGING AND GRAPHICS	2,656	3.750	0.002940
20	EUROPEAN CELLS & MATERIALS	3,088	3.741	0.003140

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
21	CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	14,178	3.723	0.013940
22	COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE	8,014	3.632	0.011370
23	JOURNAL OF BIOMEDICAL MATERIALS RESEARCH PART A	17,615	3.525	0.014010
24	Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation	5,164	3.519	0.008430
25	Tissue Engineering Part A	9,005	3.496	0.009980
26	COMPUTERS IN BIOLOGY AND MEDICINE	6,737	3.434	0.010660
27	Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials	11,230	3.372	0.020110
28	Artificial Cells Nanomedicine and Biotechnology	3,922	3.343	0.006300
29	IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING	6,925	3.340	0.009600
30	ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING	11,478	3.324	0.012880
31	Biomedical Materials	3,850	3.174	0.004390
32	Biomedical Signal Processing and Control	4,297	3.137	0.006380
33	Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine	5,194	3.078	0.009240
34	PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY	26,592	2.883	0.027210
35	JOURNAL OF BIOMEDICAL MATERIALS RESEARCH PART B-APPLIED BIOMATERIALS	9,029	2.831	0.007600
36	JOURNAL OF BIOMATERIALS SCIENCE-POLYMER EDITION	4,645	2.690	0.003270
37	ASAIO JOURNAL	3,356	2.678	0.006730
38	Tissue Engineering Part C-Methods	3,145	2.608	0.004120

8.7 Publikation

Richard Sturm, Ana Prates Soares, Guido Sterzenbach, Kerstin Bitter,
Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human
root canal dentin, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Volume
119, 2021, 104385, ISSN 1751-6161, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104385>.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104385>.

8.8 Lebenslauf

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

8.9 Publikationsliste

Richard Sturm hatte Anteil an den folgenden Publikationen:

Bitter, Kerstin; Falcon, Luis; Prates Soares, Ana; Richard, Sturm; Manja, von Stein-Lausnitz; Guido, Sterzenbach, "Effect of Application Mode on Bond Strength of Adhesively Luted Glass-fiber Bundles Inside the Root Canal", *Journal of Adhesive Dentistry*, 21/6 (2019), 517–24

Impact Factor 2019: 2.379

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste die Bilddarstellung und Bildbearbeitung, speziell Abbildung 3 und 4

Richard Sturm, Ana Prates Soares, Guido Sterzenbach, Kerstin Bitter

„Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin“ *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119 (2021), Available online 27 March 2021, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104385>

Impact Factor 2019: 3.372

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste die Versuchsdurchführung, die Datenerfassung, die Interpretation der Ergebnisse, die weiterführende Literaturrecherche, und das Verfassen der Publikation, sowie die Erstellung der in dieser Dissertation aufgeführten Tabellen und Abbildungen. Folgende Abbildungen aus der Publikation fanden Verwendung im Manteltext: Abbildung 12, 13, 17B, 17C, 18, 21, 23; Tabelle 4, 6, 7

Bitter, Kerstin; Sterzenbach, Guido; Sturm, Richard; Bruhnke, Maria, „Die postendodontische Versorgung“, *QUINTESSENZ Zahnmedizin, Endodontie*, 5/2021, 534-542

Impact Factor: nicht ermittelbar

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste die Textausarbeitung.

Richard Sturm, Ana Prates Soares, Guido Sterzenbach, Kerstin Bitter

Corrigendum to "Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin" *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*; 126 (2022), Available online 17 December 2021, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.105045>

Impact Factor 2020: 3.902

Der Beitrag zu dieser Publikation umfasste das Verfassen und das Einreichen des Corrigendums.

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

8.10 Danksagung

Mein herzlichster Dank gilt Kerstin Bitter und Guido Sterzenbach für das in mich gesetzte Vertrauen während der Bearbeitung meiner Dissertation, die konstante und intensive Betreuung, mit immer neuen Ideen zur Verbesserung meiner Arbeit.

Durch sie beide wurde mein Interesse an der Forschung stetig gestärkt.

Meinen Kollegen Uwe Blunck, Maria Bruhnke und André Mehnert danke ich für die Einführung in die Kausimulation, die Zwick und die Probeneinbettung.

Den Zahntechnikern Jana Lück, Halka Nehring, Uz Hetzelberger und Robert Nicic danke ich für ihren technischen Support während der Kronenherstellung.

Dr. Paul Zaslansky und Ana Prates Soares danke ich für die Einführung und Unterstützung während der Anfertigung des dreidimensionalen Bildmaterials.

Meiner Familie und meinen Freuden danke ich für ihren Rückhalt und ihre Unterstützung. Zuletzt danke ich meiner Frau für ihr grenzenloses Verständnis und dass sie mich darin bestärkt diesen Weg zu verfolgen.

