

Aus dem medizinischen Zentrum für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Frankenberger
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
Poliklinik für Zahnerhaltung

**Temperatureinfluss auf den Haftverbund des
calciumsilikatbasierten Wurzelkanalsealers
CeraSeal zum Kanalwanddentin**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Dr. med. dent)

dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Johanna Biehl

aus
Mühlhausen/Thüringen

Marburg/Lahn 2023

Angenommen vom Fachbereich Medizin

der Philipps-Universität Marburg am: 05.09.2023

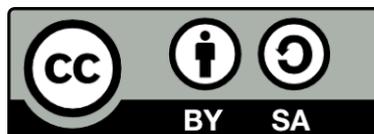
Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin.

Dekanin: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

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

1. Korreferent: Prof. Dr. Reiner Mengel

Meiner Familie gewidmet.



Inhaltsverzeichnis**IV Abbildungsverzeichnis****V Tabellenverzeichnis****VI Abkürzungsverzeichnis**

1	Zusammenfassung	1
1.1	Hintergrund und Zielsetzung	1
1.2	Material und Methode	1
1.3	Ergebnisse	2
1.4	Schlussfolgerungen	2
2	Summary	3
2.1	Background and Objectives	3
2.2	Materials and Methods	3
2.3	Results	4
2.4	Conclusions	4
3	Einleitung	5
4	Literaturübersicht	7
4.1	Ursachen und Therapie der Pulpitis	7
4.2	Endodontische Spüllösungen	8
4.2.1	Natriumhypochlorit	8
4.2.2	Chlorhexidinguconat (CHX)	10
4.2.3	Ethylendiamintetraacetat (EDTA)	11
4.2.4	Kochsalzlösung (NaCl)	11
4.2.5	Ethanol	12
4.2.6	Destilliertes Wasser (Aqua dest.)	13
4.3	Wurzelkanalfüllpasten (Sealer)	14
4.3.1	Biokeramische Sealer auf Calciumsilikatbasis	14
4.3.2	Pasten auf Zinkoxid-Eugenol-Basis (ZOE)	16
4.3.3	Pasten auf Calciumhydroxidbasis	17
4.3.4	Pasten auf Epoxidharz-Basis	18
4.4	Heiß- und Kaltfüllmethoden	19
4.4.1	Heißfüllmethoden	19
4.4.2	Kaltfüllmethoden	20
4.5	Push-Out- und Pull-Out-Verfahren	22

4.5.1	Push-Out-Verfahren	22
4.5.2	Pull-Out-Verfahren	22
5	Zielstellung und Arbeitshypothesen	24
6	Material und Methode	25
6.1	Versuchsablauf.....	25
6.2	Temperaturprotokolle.....	26
6.3	Versuchsdurchführung.....	26
6.3.1	Vorbereitung der Zähne	26
6.3.2	Aufbereitung der Zähne	27
6.3.3	Gruppeneinteilung und Spreadervorbereitung.....	28
6.3.4	Spülung und Obturation der Wurzelkanäle	29
6.3.5	Pull-Out-Verfahren	31
6.4	Auswertung	32
6.4.1	Röntgenologische Kontrolle nach Spreaderinsertion.....	32
6.4.2	Analyse der Frakturmodi	34
6.4.3	Statistische Auswertung.....	34
7	Ergebnisse.....	35
7.1	Ergebnisse der statistischen Untersuchung	35
7.2	Ergebnisse der fraktografischen Analyse.....	36
8	Diskussion	39
8.1	Diskussion Material und Methodik	39
8.1.1	Auswahl der Versuchszähne.....	39
8.1.2	Lagerung der Versuchszähne	40
8.1.3	Studententyp	40
8.1.4	Dekapitieren der Zähne.....	41
8.1.5	Instrumentierung der Zähne.....	41
8.1.6	Auswahl der endodontischen Spüllösungen	42
8.1.7	Auswahl und Anwendung des Sealers	43
8.1.8	Material, Aufheizvorgang und Applikation der Spreader.....	45
8.1.9	Messverfahren.....	47
8.2	Diskussion der Ergebnisse	51
8.2.1	Haftverbund.....	51
8.2.2	Beurteilung der Haftwerte	53
8.2.3	Beurteilung der Frakturmodi.....	56
8.2.4	Einfluss der Temperatur.....	57
9	Schlussfolgerungen.....	59

10	Literaturverzeichnis	60
11	Anhang.....	74
12	Danksagung.....	76
13	Verzeichnis der akademischen Lehrenden.....	77

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Flowchart des Versuchsablaufs	25
Abbildung 2: Vorbereitung der Zähne	27
Abbildung 3: Spreaderinsertion	29
Abbildung 4: Untersucher Wurzelkanalsealer <i>CeraSeal</i>	30
Abbildung 5: Versuchsaufbau des Pull-Out-Verfahrens	32
Abbildung 6: Haftwerte der sechs experimentellen Gruppen im Vergleich ..	36
Abbildung 7: Gruppeneinteilung der Frakturmodi.....	37

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Temperaturprotokolle	26
Tabelle 2: Einteilung der Frakturmodi	34
Tabelle 3: Daten der deskriptiven Analyse und p-Werte für die Normalverteilungsanalyse nach Shapiro-Wilk.....	35
Tabelle 4: Paarweise Analyse mittels Post-hoc-Test nach Gabriel	35
Tabelle 5: Verteilung der Frakturmodi.....	38

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Erläuterung
NaOCl	Natriumhypochlorit
CHX	Chlorhexidingluconat
EDTA	Ethylendiamintetraacetat
ISO	International Organization for Standardization
MPa	Megapascal
pH	Potential des Wasserstoffs
NaCl	Natriumchlorid
CRCS-Sealer	Calcibiotic Root Canal Sealer
ZOE	Zinkoxid-Eugenol
N	Newton
NEM	Nichtedelmetall
PHMB	Polyhexamethylenbiguanid

1 Zusammenfassung

Der folgende Abschnitt stellt eine Zusammenfassung der vorliegenden Arbeit durch Erläuterung der Zielsetzung, verwendeten Materialien und Methodiken sowie den ermittelten Ergebnissen dar. Abschließend wird eine Schlussfolgerung gezogen.

1.1 Hintergrund und Zielsetzung

Es gibt verschiedene Methoden, um eine Wurzelkanalbehandlung im klinischen Alltag durchzuführen. Insbesondere die Heißfüllmethoden, wie die warme vertikale Kondensation, oder andere endodontische Maßnahmen mit Wärmeträgern liefern vielversprechende klinische Ergebnisse. Das erwärmte Füllmaterial ist in der Lage, Seitenkanäle zu obturieren und zeichnet sich durch eine hohe Dichtigkeit der Wurzelkanalfüllung aus. Inwieweit sich der Temperaturanstieg jedoch auf den Haftverbund des Wurzelkanalsealers zum Kanalwanddentin auswirkt, ist nicht hinreichend geklärt. Die Haftung ist unter anderem von der verwendeten Wurzelkanalfüllpaste, im Folgenden als Sealer bezeichnet, abhängig. Der hier untersuchte Sealer *CeraSeal* ist ein neuer bio-keramischer Sealer auf Calciumsilikatbasis der Firma Meta Biomed. Für die Temperaturabhängigkeit dieser Wurzelkanalfüllpaste liegen bisher wenige Daten vor. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollte untersucht werden, ob verschiedene Temperaturen einen Einfluss auf den Haftverbund zwischen Sealer und Kanalwanddentin nehmen. Des Weiteren wurden die Frakturmodi der extrudierten Stifte untersucht, um mögliche Unterschiede in der Art der aufgetretenen Fraktur festzustellen und auszuwerten.

1.2 Material und Methode

In der vorliegenden Studie wurden 60 humane extrahierte Zähne zunächst röntgenologisch untersucht, dekapitiert, auf 8 mm Kanallänge vermessen und unter regelmäßigen Spülungen manuell und maschinell bis ISO 60 aufbereitet. Nach randomisierter Einteilung der Zähne in 6 Gruppen (n=10), wurden die Temperaturen für die experimentellen Gruppen festgelegt und die korundgestrahlten Spreader auf die nachfolgenden Temperaturen eingestellt: Gruppe 1: 37°C, Gruppe 2: 65°C, Gruppe 3: 85°C, Gruppe 4: 105°C,

Gruppe 5: 125°C, Gruppe 6: 145°C. Die Wurzelkanäle wurden vor der Obturation mittels einer alternierenden Spülung mit 3 % Natriumhypochlorit und EDTA vorbehandelt. Anschließend wurden die Wurzelkanäle mit dem biokeramischen Sealer *CeraSeal* beschickt und die Stifte eingebracht. Nach 4-wöchiger Lagerung bei 37°C konnten die Proben analysiert werden, wobei die Kraft gemessen und anschließend auf den Haftverbund geschlossen wurde. Danach erfolgte die Analyse der Frakturmodi der gezogenen Stifte. Um die individuelle Länge der jeweiligen Probe exakt zu ermitteln, wurde im Vorhinein eine röntgenologische Analyse durchgeführt.

1.3 Ergebnisse

Sowohl in der ANOVA als auch in den entsprechenden Post-hoc-Testungen bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den sechs experimentellen Gruppen ($p = 0,721$).

Die höchsten Haftwerte des biokeramischen Sealers *CeraSeal* mit 3,58 MPa wurden bei 125°C erreicht. Auch bei einer Temperatur von 65°C konnten hohe Haftwerte (3,18 MPa) gemessen werden, wogegen bei 85°C mit 2,38 MPa die geringsten Haftwerte auftraten. Die ermittelten Werte wiesen eine geringe Varianz auf. Bei der Auswertung der Frakturmodi trat der kohäsive Frakturmodus mit 36,67% am häufigsten auf.

1.4 Schlussfolgerungen

Zwischen den verschiedenen Temperaturgruppen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der gemessenen Haftwerte.

Daher weisen die Ergebnisse der vorliegenden Studie nicht darauf hin, dass der Haftverbund des biokeramischen Sealers *CeraSeal* am Wurzelkanaldentin durch unterschiedliche Obturationstemperaturen, wie sie in der vorliegenden Studie angewendet wurden, beeinflusst werden könnte.

2 Summary

The following section provides a summary of the present work by explaining the objective, the materials and methods used and the results obtained. In the last section a conclusion is drawn.

2.1 Background and Objectives

There are different methods to perform a root canal treatment in clinical routine. In particular the hot filling methods, such as warm vertical compaction technique, or other endodontic treatments using heat carrier are known for their good clinical results. The heated filling material is able to obturate lateral canals and can be condensed easily. The influence of temperature on adhesion between the root canal sealer and dentine is still to be further investigated. Bond strength depends on the root canal filling paste used, hereinafter referred to as sealer. Up to now little data is available about the new calcium-silicate-based Sealer *CeraSeal* by Meta Biomed. We aimed to investigate the influence of temperature on the bond strength of *CeraSeal* to the root canal dentine. Furthermore, the fracture modes of the spreaders were analyzed to determine and evaluate any differences in the type of fracture that has occurred.

2.2 Materials and Methods

60 human extracted teeth were examined radiologically, decoronated, measured and the 8 mm straight root canals were prepared manually and by machine to ISO 60. During the preparation the root canal was irrigated with different rinsing solutions. After randomizing the teeth into 6 groups (n=10), the temperatures for the experimental groups were determined and the radiated spreaders brought to the following temperatures: group 1: 37°C, group 2: 65°C, group 3: 85°C, group 4: 105°C, group 5: 125°C, group 6: 145°C. The root canals were pretreated prior to an obturation with an alternating irrigation of 3% sodium hypochlorite and EDTA. After that, the bioceramic sealer *CeraSeal* was applied into the root canal and the heated spreaders were inserted into the teeth. The specimens were stored for 4 weeks at 37°C. After storage the spreaders were debonded in a pull-out test to analyse the bond strength depending on the simulated obturation temperature. This was followed by the

analysis of the fracture mode of the extracted spreaders. To precisely determine the individual length of the respective sample, an X-ray analysis was carried out in advance.

2.3 Results

There was no significant difference between the six experimental groups in either the ANOVA or the corresponding post-hoc tests ($p = 0.721$).

The highest median bond strength values of the bioceramic sealer *CeraSeal* were achieved at 125°C (3.58 MPa). High adhesion values could also be measured at a temperature of 65°C (3.18 MPa), whereas the lowest adhesion values occurred at 85°C (2.38 MPa). The measured bond strength showed a low variance. When evaluating the fracture modes the cohesive fracture was found to be the most frequent one with 36.67%.

2.4 Conclusions

There were no significant differences in the bond strength measured between the groups. Therefore the results of the present study do not indicate that the bond strength of the bioceramic sealer *CeraSeal* to root canal dentine could be affected by different obturation temperatures as performed in the present study. It can be assumed that the investigated sealer *CeraSeal* may be suitable for warm obturation techniques using the temperature range performed in the present study.

3 Einleitung

Eine Wurzelkanalbehandlung wird meist bei einer Pulpitis durchgeführt, wenn die Chance auf eine Heilung der Pulpaentzündung durch konservierende Maßnahmen nicht mehr gegeben ist. Dies bezeichnet man als irreversibel [65]. Dementsprechend kann sie als eine Maßnahme zur Therapie entzündeter und schmerzempfindlicher Zähne betrachtet werden. Abgesehen von der Schmerzreduktion, soll eine Wurzelkanalbehandlung den Zahn erhalten, seine Funktion wiederherstellen und die apikale Osteolyse therapieren [8, 100].

Die endodontische Behandlung ist ein mehrzeitiges Vorgehen, bei dem zahlreiche Materialien zum Einsatz kommen. Nach heutigen Standards empfiehlt sich zur Aufbereitung des Kanalsystems die Anwendung von Nickel-Titan-Feilen [94]. Das infizierte organische Material, die Schmierschicht und im Kanal vorhandene Mikroorganismen können nur durch chemische Reinigung mit speziellen Spüllösungen entfernt werden [85, 132]. Nach abgeschlossener Vorbehandlung des Zahnes stehen für die definitive Wurzelfüllung verschiedene Methoden und Materialien zur Verfügung. Herkömmliche Kaltfüllmethoden, bei denen ein konfektionierter Guttaperchastift in den Kanal eingebracht wird, gelten den Warmfüllmethoden gegenüber als unterlegen [41]. Bevor der Guttaperchapoint inseriert wird, erfolgt jedoch zunächst die Applikation eines Wurzelkanalsealers. Dieser dient beispielsweise dem Ausgleich von Zwischenräumen, soll Seitenkanäle abdichten, Mikroorganismen eliminieren und eine dichtere Füllung ermöglichen [87]. Auf dem Markt existieren zahlreiche Produkte auf unterschiedlicher Basis. Pasten auf Epoxidharz-Calciumhydroxid- oder Zinkoxid-Eugenolbasis werden im klinischen Alltag häufig verwendet, könnten aber zukünftig durch biokeramische Materialien abgelöst werden. Diese zeichnen sich durch ihre hohe Biokompatibilität und Bioaktivität aus [146]. Allerdings ist die mögliche Veränderung ihrer physikalischen Eigenschaften unter Hitzeeinwirkung noch nicht hinreichend geklärt. In der Literatur finden sich dazu unterschiedliche, teils widersprüchliche Erkenntnisse [28, 135].

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird erörtert, inwieweit sich Temperaturänderungen auf den Haftverbund zwischen Sealer und

Wurzelkanalfüllmaterial auswirken. Hierzu wird der calciumsilikatbasierte Sealer *CeraSeal* untersucht.

Nach Reinigung, Aufbereitung und Spülung 60 humaner extrahierter Zähne erfolgte die Insertion temperierter Stahlspreader. Der Pull-Out-Versuch zur Messung der Extrusionskräfte fand nach 4-wöchiger Lagerung statt. Die effektive Haftfläche und der Frakturmodus wurden anschließend analysiert. Anhand der Ergebnisse soll auf den Haftverbund des Sealers zum Kanalwanddentin bei verschiedenen simulierten Obturationstemperaturen geschlossen werden. Die vorliegende Arbeit dient dem Gewinn neuer Erkenntnisse zur Optimierung von Wurzelkanalbehandlungen zum Zwecke der Sicherung des Behandlungserfolgs.

4 Literaturübersicht

Eine Wurzelkanalbehandlung kann aus vielen Gründen erforderlich sein. Ihre Durchführung ist teils sehr komplex und verlangt den Einsatz verschiedenster Materialien und Techniken. Im Folgenden werden mit Hilfe von Literaturstudien die Vorgehensweisen bei der Therapie erläutert, bekannte Materialien aufgeführt und für die Thematik aktuelle und relevante Studien erörtert und in Bezug zueinander gebracht.

4.1 Ursachen und Therapie der Pulpitis

Die Pulpitis kann in reversible und irreversible Pulpitis unterteilt werden. Eine reversible Pulpitis entsteht beispielsweise durch Karies und kann sich, nach Beseitigung der ätiologischen Faktoren, wieder regenerieren [43]. Tritt jedoch im Anschluss an die Therapie keine Besserung der Beschwerden ein, kann von einer irreversiblen Pulpitis ausgegangen werden [43]. Die Ursachen hierfür sind vielfältig. Laut Gomes et al. (2018) ist die Interaktion der mikrobiologischen Faktoren mit dem körpereigenen Immunsystem ursächlich für die Entzündung des Wurzelkanals. Die häufigste Ursache einer Kontamination des Wurzelsystems mit Bakterien stellt dabei die Karies des Zahnes dar [67]. Aber auch Risse oder Frakturen ermöglichen den Bakterien das Eindringen in die Dentintubuli, wodurch im Falle der Penetration von Bakterien in die Pulpa, eine Pulpitis sowie in der Folge auch eine Pulpanekrose entstehen kann [62].

Die Therapie der irreversiblen Pulpitis kann durch verschiedene klinische Methoden erfolgen. Eine unter hohen Standards durchgeführte Wurzelkanalbehandlung hat eine Erfolgsrate von ca. 80 %, wobei laut eines Reviews von Ng et al. (2010) die Überlebensrate der behandelten Zähne bei ca. 90 % liegt [121]. Verbleiben jedoch Bakterien im Wurzelkanal oder kommt es zu inter- und extraradikulären Infektionen oder körpereigenen Immunreaktionen auf verwendete Materialien, ist der Erfolg der Therapie nicht mehr gewährleistet [118]. In diesen Fällen kann beispielsweise eine mikrochirurgische Therapie indiziert sein [113].

4.2 Endodontische Spüllösungen

Bereits 1970 wurde von Eick et al. der sogenannte „Smear Layer“, also die Schmierschicht, elektronenmikroskopisch untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass der Zelldebris, der durch rotierende Instrumente verursacht wird, hohe Konzentrationen von Kohlenstoff, Stickstoff und Schwefel enthält und organischer Herkunft ist [58]. Neben Zellresten können auch Bakterien im Smear Layer enthalten sein und in die Dentintubuli eindringen [164]. Des Weiteren ist eine Verblockung des Wurzelkanals durch diese Schicht möglich, wodurch das Einbringen von Füllmaterialien erschwert und der Erfolg der Therapie gefährdet ist [164]. Die Spülung des Wurzelkanals ist somit essenziell für den Erfolg der Wurzelkanalbehandlung. Dies liegt unter anderem daran, dass bestimmte Areale des Kanals durch reine Instrumentierung, also die mechanische Reinigung, nicht erreichbar sind [75, 76]. Durch chemische Reinigung mit Spüllösungen soll organisches und anorganisches Material aufgelöst, Endotoxine der Bakterien eliminiert und Mikroorganismen abgetötet werden [45]. Viele Autoren empfehlen die vollständige Entfernung des Smear Layer, um eine Reinfektion des Kanals zu vermeiden und eine erfolgreiche Therapie des Wurzelkanalsystems durchzuführen [75, 76, 164]. Dagegen gibt es Erkenntnisse, dass das Belassen der Schmierschicht zu einer geringeren Bakterienpenetration in die Wurzelkanäle führen kann [25]. Allerdings wird diese Meinung nicht von allen Autoren geteilt, sondern gar kontrovers diskutiert. Daher sind hierzu weitere Studien zur Erkenntnisgewinnung und Schlussfolgerung notwendig.

4.2.1 Natriumhypochlorit

Natriumhypochlorit ist eine häufig eingesetzte Spülflüssigkeit, welche in Konzentrationen zwischen 1-5 und 25 % verwendet wird [56, 38].

Die Wirkung von NaOCl beruht größtenteils auf 3 chemischen Reaktionen, die von Estrela et al. (2002) beschrieben wurden. Sobald Natriumhypochlorit auf organisches Material trifft, findet die sogenannte Verseifungsreaktion statt. Hierbei werden Fettsäuren in Fettsäuresalze (Seifen) und Glycerin (Alkohol) umgewandelt, wodurch die Oberflächenspannung herabgesetzt wird. Werden Aminosäuren mit NaOCl versetzt, bildet sich in einer Neutralisationsreaktion

Wasser und Salz. Treten anschließend Hydroxydionen aus, sinkt der pH-Wert und es beginnt die Chloraminierungsreaktion. Hierbei setzt die im NaOCl enthaltene Hypochloritsäure, sobald sie mit organischem Gewebe in Kontakt kommt, Chlor frei. Dieses bildet mit der Aminogruppe Wasser und Chloramine, die den Zellstoffwechsel stören. Chlor hemmt als starkes Oxidationsmittel durch die irreversible Oxidation der Sulfhydrylgruppen die bakteriellen Enzyme [59].

Die Eigenschaften des Natriumhypochlorits lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- viruzid [18]
- bakterizid [18]
- fungizid [143]
- proteolytisch [38]
- hochviskös [38]
- lange Haltbarkeit [38]

Des Weiteren ist NaOCl die einzige Spülflüssigkeit, die in der Lage ist das nekrotische Pulpengewebe ebenso wie die Kollagenfasern des Dentins aufzulösen [50]. Auch konnten Arias-Moliz et al. (2009) die Wirksamkeit des NaOCl gegen den *Enterococcus faecalis* nachweisen [9]. Allerdings wirkt NaOCl unter anderem zytotoxisch, was laut Pashley et al. (1985) zu Entzündungen führen kann, sobald die Flüssigkeit das periapikale Gewebe erreicht [127]. Ebenso können, beispielsweise durch bukkale Perforation und Abgabe von NaOCl in das Gewebe, lang andauernde und gegebenenfalls permanente Parästhesien entstehen [137].

In Studien von Garberoglio et al. (1994) und Morago et al. (2019) konnte NaOCl weder in 1-, 2,5- noch 5-prozentiger Konzentration die Schmierschicht effektiv entfernen [64, 114].

4.2.2 Chlorhexidingluconat (CHX)

Chlorhexidingluconat wird meist in 0,1-0,2-prozentiger Konzentration zur chemischen Plaquekontrolle genutzt, wogegen in der Endodontie höhere Konzentrationen von 2 % Anwendung finden [2, 103, 171].

Chlorhexidin hat eine konzentrationsabhängige, antibakterielle Wirkung, die vor allem auf der Zerstörung der bakteriellen Zellmembran beruht. Das positiv geladene Kation des CHX kann sich an die negativ geladene Bakterienoberfläche anlagern, in die Membran eindringen und diese zerstören. Bei niedrigen Konzentrationen wirkt die Lösung bakteriostatisch, wogegen höher konzentrierte Lösungen eine bakterizide Wirkung zeigen [84].

CHX zeichnet sich durch folgende Vorteile aus:

- starke antimikrobielle Wirkung [68]
- hohe Substantivität [68]
- chemische Stabilität [68]
- geringe Toxizität [68]

In einer Studie von Zamany et al. (2003) wurde 2-prozentige Chlorhexidingluconatlösung mit Kochsalz- und Natriumhypochloritlösung verglichen. Letztere erzielte ähnlich gute Ergebnisse, jedoch war die CHX-Lösung der Kochsalzlösung überlegen [171]. Laut Ferraz et al. (2001) kann 2-prozentiges CHX-Gel am effektivsten die Schmierschicht von der Oberfläche des Dentins entfernen, was die fehlende Fähigkeit zur Auflösung des Pulpagewebes kompensieren könnte [61]. Des Weiteren empfiehlt sich laut Gomes et al. (2013) die Anwendung von 2-prozentigem CHX-Gel, da es die Friktion zwischen Instrument und Kanal herabsetzt und so durch erleichterte Instrumentierung Frakturen der Feilen vorbeugen könnte [68].

Allerdings sollte, so Haapasalo et al. (2010), CHX nicht mit NaOCl gemischt oder mit diesem gemeinsam angewendet werden, da die beiden Komponenten nicht ineinander löslich sind und ein bräunlich-orangener Niederschlag, das toxische und karzinogene Parachloranilin, entstehen würde. Gleiches gilt, wenn man CHX und EDTA kombiniert, hier entsteht allerdings ein von den Autoren nicht näher bezeichneter weißlicher Niederschlag [75].

4.2.3 Ethylendiamintetraacetat (EDTA)

EDTA wird meist in Konzentrationen von ca. 17 % verwendet [68]. Als sogenannter Komplexbildner ist EDTA in der Lage, unabhängig von der Wasserstoffionenkonzentration Calcium zu sequestrieren und somit auch Zahnhartsubstanz zu entkalken [79, 130]. Um diesen Effekt vollständig auszunutzen, sollten laut Patterson (1963) ungefähr 5 Tage zwischen der Masterpointanprobe und der endgültigen Wurzelkanalfüllung vergehen. Ist es notwendig, das EDTA früher zu entfernen, empfiehlt sich die Spülung mit 5-10-prozentigem Wasserstoffperoxid, welches durch Oxidation den Chelatkomplex zerstört. Des Weiteren sollte das Kanallumen vor der Masterpointanpassung erneut instrumentiert werden, um gebundenes Calcium zu entfernen [130]. Allerdings zeigt Wasserstoffperoxid kaum antimikrobielle Wirkung und gilt heutzutage in der Endodontie als obsolet [152, 26].

Neben der Entkalkung besitzt EDTA auch eine gewisse antimikrobielle Aktivität. So konnten Vineeta et al. (2001) die Wirksamkeit von 10-15-prozentiger EDTA-Lösung gegen *Staphylococcus aureus* und Streptokokken nachweisen, gegen *Enterococcus faecalis* soll laut Görduysus et al. (2011) 17-prozentiges EDTA, bezogen auf die minimale Hemmkonzentration, ebenfalls wirksam sein [74, 163]. Arias-Moliz et al. (2009) konnten jedoch keine effektive Wirkung von 17-prozentigem EDTA gegen *E. faecalis* nachweisen [9]. Dieses Dissens zeigt weiteren Analysebedarf zu der Thematik.

Durch die alternierende Anwendung von EDTA und Natriumhypochlorit soll, laut einer Studie von Pérez-Heredia et al. (2006) sowie Teixeira et al. (2005), die Schmierschicht besonders im mittleren Bereich des Zahnes am effektivsten entfernt werden können [131, 158]. Es empfiehlt sich die getrennte Nutzung beider Spüllösungen, da ansonsten die gewebssauflösende Eigenschaft des NaOCl eingeschränkt werden kann [71].

EDTA als Abschlussspülung dient der Öffnung weiterer Dentintubuli und soll so das Eindringen von Füllmaterialien in laterale Kanäle erleichtern [11].

4.2.4 Kochsalzlösung (NaCl)

Physiologische Kochsalzlösung enthält 0,9 % Natriumchlorid [16, 138]. Bereits Byström et al. (1983) untersuchten die antibakterielle Wirkung von

Kochsalzlösung gegenüber der des Natriumhypochlorits. NaOCl war NaCl gegenüber zwar überlegen, jedoch hatte sich die Anzahl der Bakterien im Laufe der Sitzungen auch bei der Gruppe mit NaCl verringert [27]. Dieser Effekt soll laut Kuruvilla et al. (1998) auf die Entfernung der Zellreste durch die Spülwirkung und nicht etwa eine antibakterielle Wirkung von NaCl zurückzuführen sein [95]. Wird Kochsalzlösung in Mehrwegbehältern gelagert, kann dies zu einer Kontamination führen [75]. Auch kann durch die kombinierte Anwendung von CHX und NaCl ein Salz entstehen, welches wiederum die Dentinkanälchen verstopft und den Erfolg der Wurzelkanalbehandlung gefährdet [138]. Im Kontrast dazu soll sich NaCl als Zwischenspülung zwischen CHX und EDTA eignen, um die Entstehung eines von den Autoren nicht näher bezeichneten weißlich-getrübten Niederschlags zu vermeiden [76]. Auch findet die Lösung in zahlreichen Studien in der Vergleichs- bzw. Kontrollgruppe Anwendung [17, 27, 75, 76, 95, 138].

4.2.5 Ethanol

Ethanol wird in 99- und 95-prozentiger Konzentration genutzt [20, 54, 151, 159]. Viele Studien untersuchten die Eignung von Ethanol als Abschlusspülung, um den Wurzelkanal zu trocknen. Laut Zmener et al. (2008) wurde in der Gruppe der mit Ethanol behandelten Zähne geringere Mikroleakage festgestellt, was auf die effektive Entfernung der Restfeuchtigkeit im Kanal zurückzuführen sei [175]. Ebenso kann die Abschlusspülung mit Ethanol das Eindringen des Sealers in die Dentintubuli erleichtern und in Kombination mit anschließender Trocknung des Wurzelkanals durch eine Papierspitze zu einer signifikant besseren Abdichtung der Wurzelfüllung gegenüber der alleinigen Trocknung mittels mehrerer Papierspitzen führen [151, 159]. Auf die Haftung von bestimmten Glasfaserstiften hat die Abschlusspülung mit Ethanol ebenfalls positiven Einfluss gezeigt [20]. Duarte et al. (2018) konnten in einer Studie nachweisen, dass der Einsatz von Ethanol keinen negativen Einfluss auf die antimikrobiellen Eigenschaften des CHX hat [54].

4.2.6 Destilliertes Wasser (Aqua dest.)

Als Aqua destillata, kurz Aqua dest., bezeichnet man destilliertes Wasser. Es findet Anwendung als negative Kontrollgruppe und als Spülung, um chemische Rückstände, beispielsweise durch zuvor eingesetzte Spüllösungen, zu entfernen [12]. In einer Studie von Morago et al. (2019) wurde destilliertes Wasser ebenfalls als Kontrollgruppe eingesetzt und führte zu einer Reduktion der Bakterien. Es hatte allerdings keinen Effekt auf die Schmierschicht [114]. Wird destilliertes Wasser jedoch durch Laser aktiviert, kann es ähnliche Ergebnisse erzielen, wie die kombinierte Anwendung von EDTA und NaOCl ohne Laseraktivierung [124].

Generell eignet sich destilliertes Wasser für diverse Studien als Kontrollgruppe, da es weder einen signifikanten Einfluss auf die Schmierschicht noch die Sealerentfernung oder die gewebsauflösende Wirkung hat [13, 114, 165].

4.3 Wurzelkanalfüllpasten (Sealer)

Die Hauptfunktionen der Wurzelkanalfüllpasten, sogenannte Sealer, wurden von Kaur et. al. (2015) wie folgt beschrieben:

- Auffüllen der Zwischenräume zwischen Wurzelfüllmaterial und Kanalwand [87]
- Ausgleich von Unregelmäßigkeiten der Kanalwand [87]
- Auffüllen lateraler Kanäle [87]
- Füllen des Foramen apicale und eventueller weiterer Foramina [87]
- Abtötung der Restbakterien im Kanal [87]
- Flüssigkeitsbeständige Abdichtung der Wurzelfüllung [87]

Durch die bakteriziden Eigenschaften der Sealer besteht allerdings das Risiko einer Entzündung, sobald diese in Kontakt mit dem periapikalen Gewebe geraten. Aus diesem Grund ist die Biokompatibilität der Wurzelkanalfüllpasten von großer Bedeutung [87].

Wurzelkanalfüllpasten sollen folgende Eigenschaften aufweisen:

- Biokompatibilität [109]
- angemessene Abbindezeit [82]
- antimikrobielle Wirkung [109]
- Radioopazität [108]

Im Folgenden werden die gebräuchlichsten Sealer erläutert. Auf Pasten auf Methacrylat-, Polyketon-, Polydimethylsiloxan- und Guttapercha-Basis wird nicht eingegangen.

4.3.1 Biokeramische Sealer auf Calciumsilikatbasis

Biokeramische Materialien können beispielsweise Aluminium, Zirkon, bioaktives Glas, Glaskeramiken, Hydroxylapatit, Calciumsulfate und -phosphate enthalten [161]. Eine offizielle Klassifizierung der Biokeramiken existiert bisher nicht. Raghavendra et al. (2017) schlugen die Einteilung biokeramischer Werkstoffe im Bereich der Endodontie in folgende 5 Gruppen vor [136]:

1. Calciumsilikatbasierte Sealer
2. Gemischte calciumsilikat- und calciumphosphatbasierte Sealer
3. Calciumphosphatbasierte Sealer
4. Tricalciumbasierte Sealer
5. Hydroxyapatitbasierte Sealer

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wird ein calciumsilikatbasierter Sealer verwendet. Aufgrund der Ähnlichkeit der Materialklassen und deren Anwendung wird nachfolgend allgemein auf biokeramische Werkstoffe eingegangen.

Biokeramische Materialien zeichnen sich durch folgende Eigenschaften aus:

- biokompatibel: nehmen keinen negativen Einfluss auf umliegende körpereigene Gewebe [55, 90]
- bioaktiv: können mit körpereigenem Gewebe interagieren und dieses regenerieren [55, 90]
- biodegradierbar: können von körpereigenem Gewebe abgebaut oder ersetzt werden [55, 90]

Die Wirkweise biokeramischer Materialien ist nicht eindeutig erforscht, es finden sich verschiedene Erklärungsversuche. Bei einer Studie von Atmeh et al. (2012) mit *Biodentine* auf Calciumsilikatbasis zeigten sich zwischen der Grenzfläche des Dentins/*Biodentine* zottenähnliche Strukturen entlang der sog. „Mineralinfiltrationszone“. Diese Infiltration wird vor allem möglich, da die Hydratationsprodukte des Calciumsilikats eine alkalisch ätzende Wirkung zeigen und so für den Abbau der kollagenen Fasern im Dentin sorgen. Es entsteht eine poröse Struktur, die das Eindringen von Calcium- und Hydroxydionen sowie Carbonaten erleichtert und die Mineralisation steigert [10]. Laut Han et al. (2011) kann die Reaktion von Phosphat mit Calciumhydroxid und Calciumsilikat in feuchtem Milieu zur Aufnahme von Calcium und Silikat im Dentin führen, was wiederum die Säurebeständigkeit und Festigkeit des Dentins erhöht [78]. Zhang et al. (2009) untersuchten die antibakteriellen Eigenschaften des biokeramischen Sealers *iRootSP*, der nach 2 Minuten alle Mikroorganismen des *E.faecalis* abtöten konnte [172]. Diese Ergebnisse wurden von Candeiro et al.

(2016) bestätigt, die ebenfalls eine gute Wirksamkeit gegen das Bakterium nachweisen und eine deutlich geringere Genotoxizität und Zytotoxizität des *iRootSP* als bei *AH Plus* feststellen konnten [31]. In einer weiteren Studie von Zhang et al. (2009) wurde die Dichtigkeit der Sealer im apikalen Bereich untersucht, hier erzielte der biokeramische Sealer *iRootSP* jedoch ähnliche Ergebnisse wie der epoxidharzbasierte Sealer *AH Plus* [173].

Der in der vorliegenden Arbeit verwendete calciumsilikatbasierte Sealer *Cera-Seal* setzt laut López-García et al. (2020) Calciumionen frei und zeigt eine höhere Mineralisationsfähigkeit als der Sealer *Endoseal* (MTA). Auch Lebens- und Anlagerungsfähigkeit der Zellen lassen auf eine hohe Biokompatibilität und Bioaktivität des Sealers schließen [106]. Es gibt außerdem Hinweise, dass die Nutzung eines Lasers ab einer Tiefe von 5 mm die Penetrationsfähigkeit biokeramischer Sealer erhöhen kann [83].

Die Entfernung der Sealerschicht vom Kanalwanddentin ist jedoch kaum vollständig möglich, woraus sich ein großer Nachteil des biokeramischen Materials vor allem bei endodontischen Revisionsbehandlungen ergeben kann [174].

4.3.2 Pasten auf Zinkoxid-Eugenol-Basis (ZOE)

Zinkoxid-Eugenol-Pasten bestehen meist aus einem Pulver und einer flüssigen Komponente. Das Pulver setzt sich beispielsweise beim *CRCS-Sealer* aus Zinkoxid, Calciumhydroxid, Bariumsulfaten und Bismut(III)oxid zusammen. Eugenol und Eukalyptol bilden den flüssigen Anteil. Sobald beide Pasten vermischt und in den feuchten Wurzelkanal eingebracht werden, bilden sie ein amorphes Gel, welches sich durch das Zinkoxidpulver zu einer starren Masse vereinigt [167, 168].

Basir et al. (2019) untersuchten die antimikrobielle Aktivität von mehreren Wurzelkanalfüllpasten, wobei ZOE-Sealer die besten Ergebnisse erzielten [15].

Um die antibakterielle Wirkung von ZOE-Sealern zu steigern, wurden diese mit dem Antiseptikum „Polyhexamethylenbiguanid“ (PHMB) versetzt. So konnte die Wirksamkeit dieser Sealer verbessert und auch deren physikalische Eigenschaften wie Löslichkeit, Abbindezeit und Fließfähigkeit optimiert werden [51].

Die Biotoxizität von Zinkoxid-Eugenol-Sealern ist jedoch, ebenso wie die der calciumhydroxidbasierter Sealer, höher als die der Epoxidharz-Sealer [80, 87].

4.3.3 Pasten auf Calciumhydroxidbasis

Calciumhydroxidbasierte Sealer, wie beispielsweise *Apexit Plus*, setzen sich aus 2 Pasten zusammen. Die Basispaste des *Apexit Plus* Sealers besteht aus Calciumhydroxid, Zinkoxid, Calciumoxid, Siliziumdioxid, Polydimethylsiloxan, Tricalciumphosphate, Zinkstearat und hydriertem Kolophonium. Der Aktivator setzt sich aus Zinkstearat, Trimethylhexandiol, basischem Bismutcarbonat, Bismutoxid, Siliziumdioxid, Butandioldisalicylat, hydrogenisiertem Kolophonium und Tricalciumphosphat zusammen [92].

Die hohe Regenerationsfähigkeit des mit Calciumhydroxid behandelten Gewebes beruht unter anderem auf dessen basischen Eigenschaften und des hohen pH-Wertes von 12,5- 12,8 [112, 144]. Dieser kann die Demineralisation des Hartgewebes verhindern [49]. Die genaue Wirkung des Calciumhydroxids ist noch nicht vollständig geklärt. Jedoch geht man davon aus, dass die antibakterielle Wirkung von der Menge der freien Hydroxydionen, welche durch Dissoziation des Calciumhydroxids entstehen, abhängig ist [49]. Für einen antibakteriellen Effekt, unter anderem gegen:

- *S. aureus* [15]
- *B. subtilis* [15]
- *C. albicans* [15]

sorgt auch die Fähigkeit des Calciumhydroxids zur Denaturierung von Proteinen, Zerstörung der Bakterien-DNA und -membran [112]. Nach kurzer anfänglicher Demineralisation im behandelten Bereich erfolgt eine schnelle Mineralisation und Regeneration des Knochens. Durch Aktivierung von Phosphatasen kann Calciumhydroxid außerdem die Hartgewebsregeneration fördern. Des Weiteren ist Calciumhydroxid in der Lage, durch Kalzifizierung am Apex avitaler Zähne, eine Barriere für Bakterien zu bilden [49].

Die Zinkoxid-Eugenol-Pasten waren den Calciumhydroxidpasten in einer Studie von Basir et al. (2019) allerdings überlegen und auch Colombo et al. (2018) stellten eine geringe antimikrobielle Aktivität des calciumhydroxidbasierten Sealers *Sealapex* bei moderater zytotoxischer Wirkung und konstantem pH-Wert fest [15,42]. Die antibakterielle Wirkung von Calciumhydroxid ist nach wie vor umstritten [112].

4.3.4 Pasten auf Epoxidharz-Basis

Die Bio- und Genotoxizität epoxidharzbasierter Sealer ist viel diskutiert und kann zwischen den verschiedenen Pasten variieren. Der Sealer *AH26* zeigt beispielsweise eine hohe Biotoxizität [66, 148], welche sich vermutlich auf die Freisetzung von Formaldehyd zurückführen lässt [149].

Der ebenfalls epoxidharzbasierte Sealer *AH Plus* soll jedoch keine signifikante zytotoxische und genotoxische Wirkung haben [87, 97]. Des Weiteren eignet sich *AH Plus* laut einer Studie von Donnermeyer et al. (2020) auch für Heißfüllmethoden. Lediglich die Abbindezeit des Sealers nahm mit steigender Temperatur und Wirkdauer ab. Weitere physikalische und chemische Eigenschaften, wie die Fließfähigkeit, wurden nicht signifikant beeinflusst [53].

In einem Vergleich des epoxidharzbasierten Sealers *EndoREZ* mit *Pro Root MTA* und dem biokeramischen Sealer *EndoSequence BC* erzielte jedoch die biokeramische Wurzelkanalfüllpaste die besten Ergebnisse. Sowohl im apikalen als auch koronalen Drittel war sie den MTA- bzw. epoxidharzbasierten Materialien in ihrer Fähigkeit zum Randschluss überlegen [129].

4.4 Heiß- und Kaltfüllmethoden

Im Folgenden werden zwei verschiedene Methoden der Wurzelkanalfüllung in Bezug auf die Temperatur erläutert. Es wird auf Abbindereaktionen eingegangen und der aktuelle Forschungsstand aufgezeigt.

4.4.1 Heißfüllmethoden

Die warme vertikale Kondensation mittels Guttapercha wurde bereits 1967 von Herbert Schilder beschrieben. Diese Methode erlaubt einen besonders dichten Abschluss im apikalen Bereich der Wurzelfüllung und auch das Auffüllen von Seitenkanälen wird durch erwärmtes Guttapercha erleichtert [141].

Der molekulare Aufbau der Guttapercha ist temperaturabhängig und dementsprechend bei der Heißfüllmethode relevant. Es wird zwischen einer alpha- und einer beta-Form unterschieden. Die amorphe alpha-Form ist die natürlich vorkommende Struktur, wogegen die zahnärztliche Guttapercha meist in der semikristallinen beta-Form vorliegt. Beide Phasen können ineinander übergehen [69, 142].

Durch Erhitzung der alpha-Form über 65°C entsteht zunächst ein amorpher Zustand. Bei entsprechender Kühlung kann sich anschließend die beta-Form bilden. Es ist weiterhin möglich, aus der amorphen Phase eine alpha-Phase entstehen zu lassen, jedoch nur bei sehr langsamer Kühlung des Materials. Die Eigenschaften beider Phasen sind zwar ähnlich, allerdings kann kein genaues Volumen für eine bestimmte Temperatur definiert werden, was auf den Wechsel der kristallinen Struktur während des Erhitzungs- und Kühlungsprozesses zurückzuführen ist. Diese Besonderheit sollte bei wissenschaftlichen Studien berücksichtigt werden [69, 142].

Gewebes Schäden in der periapikalen Region durch Überschreitung der Körpertemperatur um 10°C wären zwar denkbar, laut Lipski et al. (2011) besteht dafür bei der Heißfüllmethode aber keine Gefahr. Zwar wird Wärme in die Zahnumgebung abgegeben, allerdings bewegt sich die am Zahn gemessene Temperaturerhöhung *in vitro* bei auf 160°C erhitzter Guttapercha zwischen 3-10°C. *In vivo* wurde ein geringerer Temperaturanstieg durch kühlende Effekte des umliegenden Gewebes vermutet [102].

Auch Gutmann et al. (1987) untersuchten mögliche negative Effekte der Temperatur auf das umliegende Gewebe. Sie verglichen an Hundezähnen kaltgefüllte mit warmgefüllten Proben in Bezug auf die Entzündungsreaktion, Aktivität der Osteo-, Fibro- und Zementoblasten sowie der Osteozyten. Dabei konnten ebenfalls keinerlei schädigende Auswirkungen festgestellt werden [73]. In einer Studie von Collins et al. (2006) schnitt vor allem die warme vertikale Kondensation besser ab als die Kaltfüllmethode. Auch die warme laterale Kondensation war der kalten im koronalen und mittleren Drittel der Wurzel überlegen, wies jedoch apikal Schwachstellen hinsichtlich der Darstellung des von den Autoren künstlich herbeigeführten Defektes auf [41]. Generell ist das apikale Drittel, sowohl mit kalter als auch warmer Fülltechnik, am schwierigsten obturierbar. Aufgrund signifikant besserer Studienergebnisse, besonders bei gekrümmten Wurzelkanälen und eines anscheinend nicht nachweisbaren Risikos einer Gewebeschädigung durch hohe Temperaturen, stellt die Heißfüllmethode mit Guttapercha eine adäquate Alternative zu Kaltfüllmethoden dar [120].

4.4.2 Kaltfüllmethoden

Bei herkömmlichen Kaltfüllmethoden wird der Wurzelkanal vor dem Einbringen des Masterpoints mit verschiedenen Instrumenten wie etwa einem Lentulo mit Sealer beschickt [6, 123]. Anschließend erfolgt die Insertion des Masterpoints und die laterale Kondensation durch kleinere Guttaperchapoints, die in den Wurzelkanal gesteckt und mittels eines Spreaders an die Kanalwand gedrückt werden [19, 119]. Die kalte laterale Kondensation mittels Guttapercha wird in der Literatur häufig mit verschiedenen Warmfüllmethoden verglichen. Diese Kaltfülltechnik birgt ein geringeres Risiko zur apikalen Überfüllung und Überpressung des Wurzelkanalfüllmaterials, bietet gute Längenkontrolle [72] und kann im apikalen Bereich den Warmfüllmethoden überlegen sein [86]. Allerdings ist sie zeitaufwendiger und kann vor allem bei gekrümmten Kanälen ab einem Krümmungswinkel von 20° zu höherer Leakage führen [72]. Auch die Dichte der Guttapercha ist bei warmer vertikaler Kondensation mit thermoplastischer Guttapercha höher als bei kalter lateraler Kondensation [47]. Weiterhin scheint das Material des verwendeten Sealers die Fähigkeit zur Füllung von Seitenkanälen durch Kaltfüllmethoden zu beeinflussen. So konnten in einer

Studie von Fernández et al. (2016) calciumsilikatbasierte Sealer Seitenkanäle durch kalte laterale Kondensation nicht ausreichend füllen, wohingegen die Warmfülltechnik bessere Ergebnisse erzielte [60]. Die Ergebnisse epoxidharzbasierter Sealer waren in dieser Studie weitestgehend temperaturunabhängig. Basierend auf anderen Studien lässt sich die Temperaturabhängigkeit dieser Sealer diskutieren [4, 46]. Eine Kombination aus dem calciumhydroxidbasierten Sealer *Sealapex*, Guttapercha und kalter lateraler Kondensation war in einer Studie von Lone et al. (2018) der Warmfülltechnik jedoch überlegen [104].

4.5 Push-Out- und Pull-Out-Verfahren

Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit Methoden zur Messung des Haftverbundes. Es werden unterschiedliche Testverfahren erläutert und anhand aktueller Studien miteinander verglichen.

4.5.1 Push-Out-Verfahren

Push-Out-Tests werden häufig angewendet, um Materialien innerhalb des Wurzelkanals zu testen, da sie der klinischen Situation nah kommen [33, 99]. Vor allem der Haftverbund zwischen Sealer und Kanalwanddentin lässt sich mit dieser Methode gut überprüfen [99]. Bei diesem Verfahren werden die Zähne zunächst in ca. 1 mm dicke waagerechte Scheiben geschnitten [1]. Anschließend wird in Längsrichtung mit konstanter Geschwindigkeit (ca. 0,5-1 mm min⁻¹) Druck auf die Längsachse des Zahnes ausgeübt, bis das Wurzelkanalfüllmaterial herausgedrückt wird [5, 99, 101, 105]. Die Bruchstelle befindet sich parallel zur Bindungsstelle, wodurch auch weniger starke Bindungen analysiert und ausgewertet, sowie Unterschiede in den verschiedenen Abschnitten des Wurzelkanals festgestellt werden können [150]. Sind die verwendeten Dentinscheiben jedoch größer als 1 mm, kann es zu Spannungsbildung und Vibrationen kommen, was gegebenenfalls die Ergebnisse der Haftwerte negativ beeinflussen könnte [70, 89, 116, 170].

Allerdings neigen beide Verfahren zu fehlerhaften Ergebnissen, da ungleichmäßige Haftverbunde das Ergebnis verfälschen können. [22].

4.5.2 Pull-Out-Verfahren

Pull-Out-Verfahren sind mechanische Tests, die in vielen Studien Anwendung finden, um den Haftverbund und die Extrusionskraft zu messen [116, 160].

Hierbei werden die Proben so fixiert, dass die Zahnoberfläche im rechten Winkel zum Stift steht. Anschließend werden die Stifte mit definierter Kraft von 1-5 mm min⁻¹ gezogen und die Kraft von Newton [N] in Megapascal [MPa] umgerechnet, womit ein Vergleich der Ergebnisse zwischen verschiedenen Studien möglich wird [101, 107, 160]. Weiterhin kann nach der Extrusion der Stifte deren Oberfläche überprüft und analysiert werden [160]. Eine ebenfalls berechenbare Größe ist die Reibungsretention, wobei die gesamte

Kontaktfläche zwischen der Oberfläche der Stifte und dem Sealer bzw. dem Kanalwanddentin einbezogen wird [101].

Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, dass die gesamte Extrusionskraft messbar ist und dadurch viele Proben in kurzer Zeit getestet werden können [160, 89]. Des Weiteren können die Zähne im Anschluss in Längsrichtung geteilt und die gesamte innere Wurzelkanaloberfläche analysiert werden. Allerdings kann man durch den Pull-Out-Test, im Gegensatz zum Push-Out-Test, keine variablen Haftwerte auf der Wurzelkanaloberfläche messen, sondern lediglich einen Haftwert für den gesamten Wurzelkanal ermitteln [160]. Laut Webber et al. (2015) eignet sich der Pull-Out-Test besonders, um die Haftwerte der Stifte entlang der Wurzeloberfläche des Kanals zu messen [166].

5 Zielstellung und Arbeitshypothesen

Im Folgenden sollte der Haftverbund des calciumsilikatbasierten Sealers *Cera-Seal* zum Kanalwanddentin ermittelt werden. Es sollte festgestellt werden, ob die Erhöhung der Temperatur einen signifikanten Einfluss auf diesen Haftverbund hat. Die Messung erfolgte anhand der Extrusionskräfte, die beim Ziehen konfektionierter Stahlspreader auftraten. Des Weiteren wurden die Frakturmodi der verwendeten Stifte mikroskopisch untersucht und anschließend analysiert.

Die Arbeitshypothesen lauteten wie folgt:

Arbeitshypothese 1

Die konstante Erhöhung der Temperatur führt zu signifikanten Unterschieden der Haftwerte zwischen den experimentellen Gruppen.

Arbeitshypothese 2

Die Haftwerte biokeramischer Sealer sind signifikant höher, je höher die eingesetzte Temperatur ist.

6 Material und Methode

6.1 Versuchsablauf

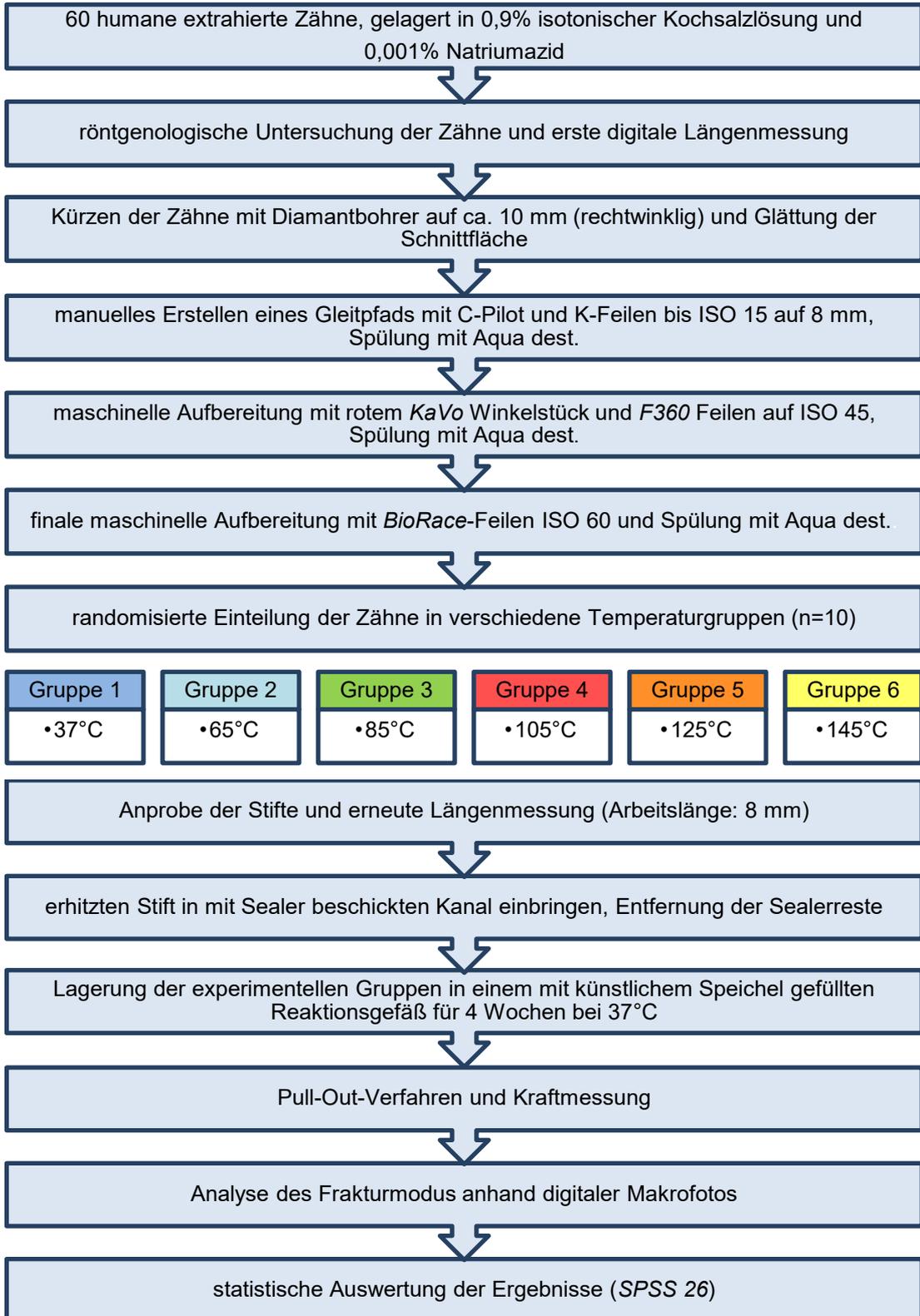


Abbildung 1: Flowchart des Versuchsablaufs

6.2 Temperaturprotokolle

In der nachfolgenden Tabelle 1 wird eine Übersicht über die Gruppen und deren zugehörige Temperatur der Spreaderstifte gegeben.

Tabelle 1: Temperaturprotokolle

	Temperatur der Spreader
Gruppe 1	37°C
Gruppe 2	65°C
Gruppe 3	85°C
Gruppe 4	105°C
Gruppe 5	125°C
Gruppe 6	145°C

6.3 Versuchsdurchführung

Im kommenden Abschnitt wird der in Abbildung 1 dargestellte Versuchsablauf der vorliegenden Arbeit beschrieben.

6.3.1 Vorbereitung der Zähne

Für den Versuch wurden 60 humane extrahierte einwurzlige Zähne (siehe Abbildung 2a: extrahierter Zahn) verwendet. Diese lagerten in künstlichem Speichel (siehe Abbildung 2c: Aufbewahrung extrahierter Zähne), welcher aus 0,9 % isotonischer Kochsalzlösung und 0,001 % Natriumazid bestand. Es erfolgte eine umfassende Reinigung der Zähne durch einen Universalscaler (HuFriedy).

Zur Vorsortierung wurden die Zähne nach der Reinigung röntgenologisch untersucht (siehe Abbildung 2b: Röntgen vor Dekapitation), um eventuelle Wurzelkanalfüllungen oder gekrümmte Kanäle zu identifizieren und diese Zähne aus der Studie auszuschließen. Des Weiteren konnten die Kanäle auf den Röntgenbildern digital am PC vermessen werden. Anschließend erfolgte die Kürzung der einzelnen Zähne auf ca. 10 mm durch ein rotes Winkelstück

(KaVo) mit einem konischen Diamantbohrer (Komet Dental) unter hoher Drehzahl. Dabei wurde ein rechter Winkel zwischen Kanal und koronaler Trennstelle geschaffen (siehe Abbildung 2d: Zahn nach Dekapitation). Die Kürzung erfolgte so, dass ein mindestens 8 mm langer gerader Kanal verblieb. Die genannte Länge konnte mit Hilfe einer Messlehre (VDW) überprüft werden. Nach Glättung der Fläche mittels Sandpapiers (WALTER), wurden die Kanäle der Zähne durch C-Feilen der Länge 21 mm in ISO 06 (VDW) auf deren Gängigkeit überprüft und eine erneute Aussortierung der Zähne mit nicht gängigen Kanälen vorgenommen.

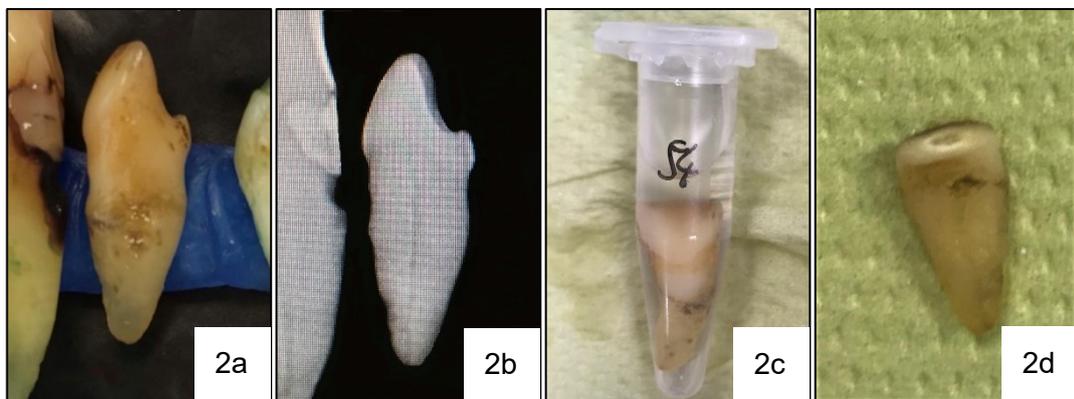


Abbildung 2: Vorbereitung der Zähne

6.3.2 Aufbereitung der Zähne

Die manuelle Aufbereitung von ISO 06 bis ISO 15 mit C-Pilot-Feilen in 21 mm Länge (VDW) sorgte für die Katheterisierung und Schaffung eines Gleitpfads, der die maschinelle Aufbereitung unterstützen und erleichtern sollte. Diese erfolgte anschließend mit F360 Feilen (Komet Dental), wobei der Endomotor *Endo IT professional* (VDW) bei 300 U/min und einer Drehmomentbegrenzung von 180 g cm eingesetzt wurde.

Während der manuellen und maschinellen Aufbereitung erfolgte nach jedem Aufbereitungsschritt eine Zwischenspülung mit Aqua dest. (Fresenius Kabi). Hierbei wurde darauf geachtet verbliebenen Zelldebris, Dentinspäne und möglicherweise durch die Lagerung entstandene Verunreinigungen vollständig zu entfernen und eine Verblockung des Kanals zu verhindern. Die finale Aufbereitung bis ISO 60 wurde mittels *BioRace*-Feilen (FKG) vorgenommen. Nach dem letzten Schritt der Aufbereitung erfolgte eine erneute, genaue Kontrolle

der Wurzelkanäle auf deren Gängigkeit, die Rekapitulation der Arbeitslänge von 8 mm und die abschließende Reinigung und Spülung der Kanäle mit Aqua dest.

6.3.3 Gruppeneinteilung und Spreadervorbereitung

Nach der Aufbereitung wurden die Zähne randomisiert 6 Gruppen (siehe Tabelle 1) zugeteilt. Anschließend erfolgte die erneute Anprobe und röntgenologische Längenmessung der von Komet Dental extra angefertigten Stahlspreader (siehe Abbildung 3a: Zahn mit inseriertem Spreader und 3b: Röntgenaufnahme nach Spreaderanpassung). Dabei sollte festgestellt werden, ob die festgelegten 8 mm bei jedem Zahn exakt erreicht wurden.

Vor der Verwendung der Spreader im Versuch wurden sie durch den Multipoint (Schütz-Dental) korundgestrahlt (Korngröße 50 µm). Dieser Vorgang sollte ausreichend Retention schaffen und eventuelle Sealerreste aus vorherigen Versuchen entfernen, um eine Verfälschung der Ergebnisse zu verhindern. Weiterhin erfolgte die Reinigung der Stifte mit Leitungswasser und die Trocknung und Entfettung mit Ethanol.

Um die abgestrahlten und gereinigten Stifte anschließend auf die entsprechende Temperatur zu bringen, wurden 2 verschiedene Thermoschränke (Memmert) vorgeheizt, die Stifte in einen Steri-Safe (Busch) platziert und im jeweiligen Thermoschrank erhitzt. Die Temperaturkontrolle übernahmen konstant in den Thermoschränken platzierte Thermometer.

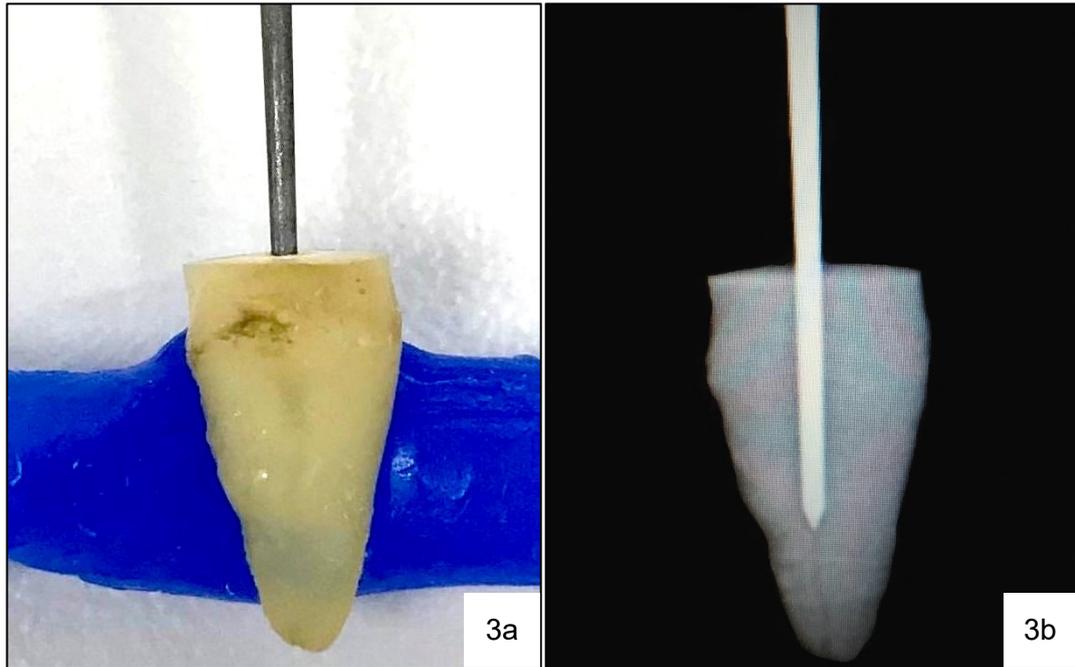


Abbildung 3: Spreaderinsertion

3a: Zahn mit inseriertem Spreader

3b: Röntgenaufnahme nach Spreaderanpassung

6.3.4 Spülung und Obturation der Wurzelkanäle

Während die Spreader im Thermoschrank auf die erforderliche Temperatur gebracht wurden, erfolgte eine ständige visuelle Überwachung der Innentemperatur der Schränke. Parallel dazu wurden die Zähne aus dem Reaktionsgefäß (Eppendorf AG) entnommen und entsprechend folgendem Spülprotokoll bearbeitet:

1. Natriumhypochlorit 3 % (SPEIKO)
2. EDTA 16 % (Apotheke des UKGM)
3. Natriumhypochlorit 3 % (SPEIKO)

Es erfolgte zunächst die Spülung mit Natriumhypochlorit, um die Gewebereste zu entfernen. Als Zwischenspülung fand EDTA Anwendung, welches vor allem die Schmierschicht effektiv beseitigen sollte. Zum Abschluss wurde erneut mit Natriumhypochlorit gespült. Durch dieses Spülprotokoll sollte eine effektive Keimreduktion, aber auch Reinigung und Desinfektion der Wurzelkanäle erzielt werden. Anschließend erfolgte die Trocknung der einzelnen Zähne durch jeweils 3 Papierspitzen der ISO-Größe 60, um keine Reste der Spüllösungen

oder Feuchtigkeit im Kanal zu belassen. Dies hätte die Haftung und somit das Versuchsergebnis gefährden können. Danach wurde der in Abbildung 4 dargestellte Sealer *CeraSeal* (Meta Biomed) durch einen Lentulo (VDW) bei 500 U/min in die Wurzelkanäle der Zähne eingebracht. Hierbei war zu beachten, dass ausreichend Sealer verwendet wird und dieser sich randständig verteilt.



Abbildung 4: Untersucher Wurzelkanalsealer *CeraSeal*

Laut Herstellerangaben hat der Sealer folgende physikalische Eigenschaften und Inhaltsstoffe:

Radioopazität	8 mm
Aushärtezeit	3,5 h
pH-Wert	12,73
Zusammensetzung	Calciumsilikate Zirkonoxid Verdickungsmittel

Erreichten die Spreader die erforderliche Temperatur, wurden sie zügig aus dem Thermoschrank entnommen und in den Zahn überführt. Um die benötigte Länge von 8 mm pro Kanal nicht zu über- oder unterschreiten, erfolgte eine Markierung mit einem wasserfesten Stift.

Nach Entfernung der überpressten Sealerreste wurden die Zähne mit Vliesstoffkompressen (Medicomp) umwickelt. Diese waren in künstlichem Speichel getränkt und maßen 1 x 7,5 cm. Die so präparierten Zähne wurden dann in transparente Reaktionsgefäße aus Kunststoff inseriert. Die anschließende Lagerung erfolgte über 4 Wochen bei 37°C in einem Thermoschrank (Memmert). Die Aufbewahrung der Zähne in künstlichem Speichel als auch die Lagerungstemperatur von 37°C diente der Nachahmung von *In-vivo*-Bedingungen trotz der vorliegenden *In-vitro*-Situation.

6.3.5 Pull-Out-Verfahren

Zum Ende der Lagerungszeit wurden die Proben entnommen, die Zähne aus den Kompressen gewickelt und die Durchführung des Pull-out-Verfahrens vorbereitet. Zur Messung der Kraft, die nötig ist, um die Spreader aus dem Zahn zu entfernen, wurden diese in eine Universalprüfmaschine des Typs *Zwick 1120* (ZwickRoell) geklemmt. Diese bestand aus einem Bohrfutter als oberes Halteelement und einer Metallplatte als Widerlager. Bei der Arretierung war besonders zu beachten, dass der Winkel der Längsachse des Spreaders zur Widerstandsvorrichtung 90° betrug und der abgetrennte Bereich des Zahnes so plan wie möglich an Letzterer auflag. Der in Abbildung 5 dargestellte Versuchsaufbau des Pull-Out-Verfahrens zeigt eine in der Universaltestmaschine eingebaute Probe vor Beginn der Pull-Out-Analyse. Während der Messung stieg die Kraft kontinuierlich an, bis es zum Haftverlust kam. Dieser zeigte sich visuell durch die Extrusion des Stiftes aus dem Zahn, bis dieser in die unterhalb angebrachte Auffangschale fiel. Gemessen wurde mit einer Prüfkraft von 0,2 N und einer Geschwindigkeit von 2 mm/min. Die Software der Universaltestmaschine zeichnete dabei über die gesamte Analysedauer die ansteigende Kraft [F] auf, bis die Dezementierung eintrat. Zur Registrierung der maximal aufgewendeten Kraft in Newton wurde die Software *testXpert II* (ZwickRoell) eingesetzt. Die Messungen wurden simultan von dieser Software durch ein Spannungs-Dehnungsdiagramm in N/ μm visualisiert. In diesem zeigte sich der Zeitpunkt des Haftverlustes als maximale Größe [N] und wurde als Haftkraft markiert und zudem als Messwert ausgegeben. Es erfolgte eine Messung aller Gruppen unter gleichen Bedingungen. Anschließend wurde die ermittelte

Kraft (F_{\max}) durch die effektive Haftfläche dividiert, so dass die Haftkraft in Megapascal ausgegeben werden konnte. Diese diente wiederum, zusammen mit der ermittelten Kraft, zur Berechnung des aufgewendeten Drucks.



Abbildung 5: Versuchsaufbau des Pull-Out-Verfahrens

6.4 Auswertung

Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit der Auswertung des durchgeführten Testverfahrens und der dabei entstandenen Frakturmodi. Weiterhin wird Bezug auf das verwendete statistische Verfahren genommen.

6.4.1 Röntgenologische Kontrolle nach Spreaderinsertion

Nach Insertion der Spreaderstifte in die entsprechend vorbehandelten Wurzelkanäle (siehe Abbildung 3a und 3b) musste zunächst die tatsächliche Zementierungslänge geprüft werden. Hierzu fand eine röntgenologische Untersuchung der einzelnen Zähne statt. Die durch dieses Verfahren ermittelten

tatsächlichen Zementierungslängen wurden anschließend in ein bestimmtes Intervall eingeteilt, welches die zugehörige effektive Haftfläche [mm²] festlegte. Mit den so ermittelten effektiven Haftflächen ist es möglich, den Druck p [MPa] zu bestimmen. Hierbei wird die von der Zugprüfmaschine maximal aufgewendete Kraft F [N] und die wirksame Fläche des Spreaders berücksichtigt. Die Berechnung erfolgt anhand folgender Formel:

$$p = \frac{F}{A}$$

Zur Berechnung der wirksamen Fläche wird angenommen, dass der Spreader eine kegelähnliche Grundform aufweist. Die Mantelfläche wird daher wie folgt berechnet:

$$A = \pi \cdot s \cdot (r_1 + r_2)$$

Hierbei benötigt man zunächst die Länge s [mm] des Stiftes. Diese setzt sich aus der Höhe h [mm] und dem Radius r_1 [mm] und r_2 [mm] zusammen und wird mit Hilfe folgender Formel berechnet:

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

Der Radius der Spreader r [mm] entspricht der DIN ISO 60 mit $r_1 = 0,3$ mm und $r_2 = 0,38$ mm. Im Folgenden wird von einer konstanten Höhe $h = 8$ mm ausgegangen, woraus sich laut folgender Formel eine ebenfalls konstante Fläche ergibt:

$$A = \pi \cdot \sqrt{(8 \text{ mm})^2 + (0,38 \text{ mm} - 0,3 \text{ mm})^2} \cdot (0,3 \text{ mm} + 0,38 \text{ mm})$$

$$A = 17,09 \text{ mm}^2$$

Anhand folgender Formel lassen sich mögliche Abweichungen der Zementierungslängen korrigieren, indem durch die tatsächliche Zementierungslänge die daraus resultierende effektive Mantelfläche berechnet wird:

$$A = \pi \cdot \sqrt{(h)^2 + (0,38 \text{ mm} - 0,3 \text{ mm})^2} \cdot (0,3 \text{ mm} + 0,38 \text{ mm})$$

Die so ermittelten individuellen Flächen dienen als Ausgangswert für den direkten Haftverbund zwischen Stift und Wurzelkanaloberfläche.

6.4.2 Analyse der Frakturmodi

Nach erfolgtem Pull-Out-Verfahren wurden die entstandenen Frakturmodi im Rahmen einer fraktografischen Analyse beurteilt und ausgewertet. Nach beidseitiger Fotodokumentation (*Fuji X-H1* mit *Zeiss Touit 2,0/50 mm*) der dezentrierten Spreader wurden diese visuell nach Ebert et al. (2011) von drei auswertenden Personen in Gruppen eingeteilt, wobei sich durch eine Mehrheitsentscheidung auf den jeweils vorherrschenden Frakturmodus festgelegt wurde [57]. Wie in Tabelle 2 dargestellt, wurde Gruppe 1 als adhäsives Versagen am Zahn benannt und zeichnete sich durch dicke Sealerreste am Stift aus. War dieser weitestgehend blank geblieben, erfolgte die Einteilung in Gruppe 2 (Fraktur am Stift). Bei Gruppe 3, einer kohäsiven Fraktur, stellte sich die Makroaufnahme vor allem durch wenig Sealerreste, ähnlich einer Bestäubung mit Mehl, dar. Konnte nach sorgfältiger Betrachtung keine eindeutige Zuordnung zu den ersten 3 Gruppen erfolgen, so wurde der Stift als gemischter Frakturmodus deklariert und Gruppe 4 zugeteilt. Anschließend erfolgte die Ermittlung der tatsächlichen Zementierungslängen. Anhand dieser konnten nun die exakten Haftwerte berechnet werden.

Tabelle 2: Einteilung der Frakturmodi

Frakturmodus	Bezeichnung	Bedeutung	klinisches Bild
1	Fraktur am Zahn	Versagen der Adhäsion am Dentin	Stift mit dicken Sealerresten
2	Fraktur am Stift	Versagen der Adhäsion zum Stift	Blanker Stift, kaum Sealerreste
3	kohäsiv	Gleichmäßiger Verlust der Adhäsion sowohl am Dentin als auch am Stift	Glatter Stift, leichte gleichmäßige Sealerschicht (Mehlstaub)
4	gemischt	Adhäsionsverlust nicht eindeutig zuordenbar	Verschiedene Frakturmodi treten anteilig ähnlich auf

6.4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte ausschließlich durch parametrische Analyse durch ANOVA sowie Post-hoc-Tests nach Gabriel. Dies war möglich, da die Ergebnisse sowohl Varianzhomogenität als auch Normalverteilung aufwiesen. Die Verwendung nicht-parametrischer Verfahren war demzufolge nicht notwendig.

7 Ergebnisse

7.1 Ergebnisse der statistischen Untersuchung

Mit Hilfe der effektiven Haftfläche konnte die Erhebung explorativer Daten und die Analyse auf Normalverteilung durchgeführt werden.

Wie sich den Medianwerten aus Tabelle 3 entnehmen lässt, zeigten Spreader, die bei einer Temperatur von 125 °C inseriert wurden, die höchsten Haftwerte. Die Gruppe mit einer Insertionstemperatur von 85 °C wies dagegen im Mittel die niedrigsten Haftwerte auf. Zwischen dem höchstem und dem niedrigsten Haftwert lagen 1,2 MPa.

Tabelle 3: Daten der deskriptiven Analyse und p-Werte für die Normalverteilungsanalyse nach Shapiro-Wilk

Temp.	Median [MPa]	Minimum [MPa]	Maximum [MPa]	p-Wert
37°C	2,59	1,69	3,88	0,476
65°C	3,18	1,16	5,14	0,759
85°C	2,38	1,45	5,71	0,141
105°C	2,92	1,75	6,16	0,207
125 °C	3,58	1,22	4,92	0,626
145°C	2,73	1,57	5,47	0,134

Bei der Varianzanalyse zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, der p-Wert betrug 0,721.

Trotz der nicht signifikanten Ergebnisse wurde anschließend eine paarweise Analyse durch das Post-hoc-Testverfahren nach Gabriel (siehe Tabelle 4) durchgeführt. Letzterer konnte eingesetzt werden, da der Levene-Test ($p=0,818$) in allen 6 Gruppen Varianzhomogenität zeigte.

Tabelle 4: Paarweise Analyse mittels Post-hoc-Test nach Gabriel

	37°C	65°C	85°C	105°C	125°C	145°C
37°C		$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 0,986$	$p = 0,950$	$p = 1,000$
65°C	$p = 1,000$		$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 1,000$
85°C	$p = 1,000$	$p = 1,000$		$p = 0,999$	$p = 0,993$	$p = 1,000$
105°C	$p = 0,986$	$p = 1,000$	$p = 0,999$		$p = 1,000$	$p = 0,997$
125°C	$p = 0,950$	$p = 1,000$	$p = 0,993$	$p = 1,000$		$p = 0,985$
145°C	$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 0,997$	$p = 0,985$	

Das folgende Boxplot-Diagramm (Abbildung 6) zeigt die Ergebnisse der Messung im Pull-Out-Versuch.

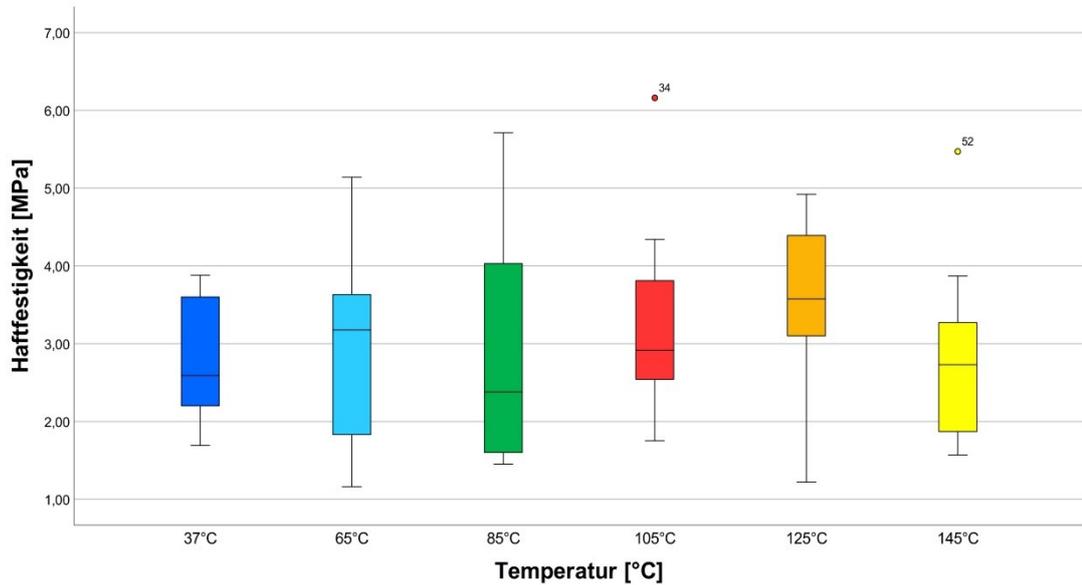


Abbildung 6: Haftwerte der sechs experimentellen Gruppen im Vergleich

Für den Shapiro-Wilk-Test wurde das Signifikanzniveau auf $\alpha=5\%$ festgelegt. Da die berechneten p-Werte größer als das Signifikanzniveau waren, erfüllten alle in der explorativen Analyse ermittelten Werte die Voraussetzung für Normalverteilung und ein parametrisches Testverfahren konnte angewendet werden.

7.2 Ergebnisse der fraktografischen Analyse

Die visuelle Analyse beider Spreaderseiten auf die Adhäsion des Sealers entweder zum Stift oder zum Zahn erfolgte anhand aufgenommener hochauflösender Fotos. Hierbei wurde analysiert, auf welche Weise der Haftverbund zwischen Zahn und Stift versagte, sobald er Zugbelastungen ausgesetzt war. Die Einteilung orientierte sich an Prozentwerten (66-75 %, bzw. überwiegender Anteil) und wurde, wie in Abbildung 7 dargestellt, in 4 Gruppen vorgenommen (siehe Kapitel 6.4.2.)

Bei der Auswertung der entstandenen Frakturmodi stellt sich außerdem die Frage, ob ein Zusammenhang zwischen den ermittelten Frakturmodi und der

Höhe des Haftverbundes bestehen könnte. Das bedeutet beispielsweise, dass bei einem hohen Haftwert ein bestimmter Frakturmodus zu beobachten war, oder eine Korrelation zwischen einem Frakturmodus und einem niedrigen Haftwert bestand. In der vorliegenden Studie traten die verschiedenen Frakturmodi jedoch bei allen Haftverbundwerten auf und es lag kein spezifischer Frakturmodus vor. Das Ergebnis der Korrelationsanalyse war dementsprechend nicht signifikant, da der p-Wert nicht kleiner oder gleich 0,05 war. Die statistische Auswertung mittels Chi-Quadrat-Test zeigte einen Signifikanzwert von $p = 0,368$. In dieser Studie lag demnach keine Korrelation zwischen Haftwert und Frakturmodi vor.

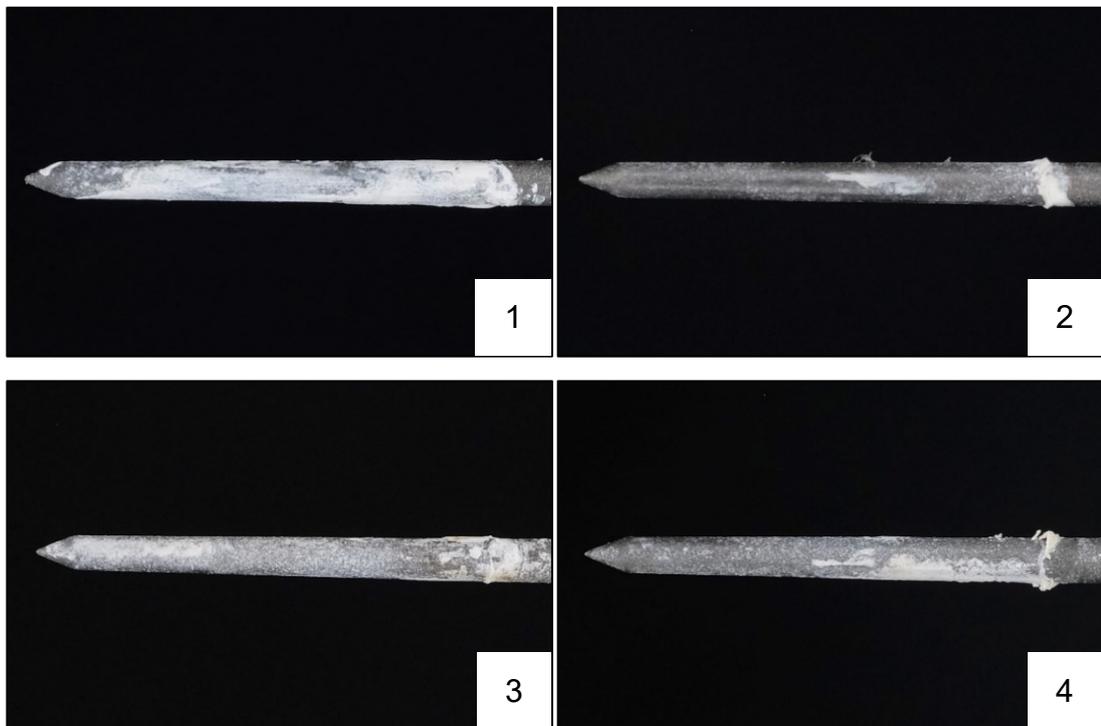


Abbildung 7: Gruppeneinteilung der Frakturmodi

Der kohäsive Frakturmodus war in den Gruppen 1, 2 und 4 der vorherrschende Frakturtyp. In den Gruppen 2 und 6 wurde vorrangig ein gemischter Frakturmodus festgestellt. Nur in Gruppe 5 waren mit je 40% der adhäsive Frakturmodus zum Dentin sowie der kohäsive Frakturmodus gleich häufig. Die Fraktur zum Stift trat mit 0-20% relativ selten auf (siehe Tabelle 5).

Tabelle 5: Verteilung der Frakturmodi

	Frakturtyp 1	Frakturtyp 2	Frakturtyp 3	Frakturtyp 4
Gruppe 1	10 %	20 %	50 %	20%
Gruppe 2	30 %	10 %	40 %	20 %
Gruppe 3	30 %	-	30 %	40 %
Gruppe 4	20 %	20 %	40 %	20 %
Gruppe 5	40 %	10 %	40 %	10 %
Gruppe 6	10 %	10 %	20 %	60 %
Gesamtanteil	23,33 %	11,67 %	36,67 %	28,33 %

8 Diskussion

Der kommende Abschnitt enthält eine kritische Auseinandersetzung mit den im Versuch verwendeten Materialien und Methodiken, sowie den ermittelten Ergebnissen der Untersuchung.

8.1 Diskussion Material und Methodik

Im Folgenden werden die in Kapitel 6 beschriebenen Materialien und Methoden diskutiert. Es wird Bezug auf den Versuchsaufbau, mögliche Fehlerquellen und alternative Methoden genommen. Anhand vorheriger Publikationen und Studien erfolgt eine Einordnung der Untersuchungen und deren Ergebnisse.

8.1.1 Auswahl der Versuchszähne

Im Rahmen dieser Studie wurden humane extrahierte Zähne verwendet. Die Zähne sind in verschiedenen Zahnarztpraxen über einen Zeitraum von mehreren Monaten gesammelt worden. Dementsprechend ist es kaum realisierbar, verlässliche Aussagen über das tatsächliche Alter der Zähne zu treffen. Dies wäre für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse jedoch von Vorteil, da ältere Zähne andere Eigenschaften aufweisen als jüngere und beispielsweise im apikalen Drittel verengt sein können [115]. Weiterhin sollten die Zähne in adäquatem Zustand sein, um möglichst vergleichbare Messwerte zu erzielen. Ältere Zähne könnten aber Mikrorisse und Sklerosierungen aufweisen. Außerdem ist zur Extraktion von humanen Zähnen eine Indikationsstellung zwingend erforderlich. Sie sind deshalb häufig nicht in ausreichender Qualität verfügbar oder müssen aufgrund kariöser Defekte und anderer Mängel aussortiert werden. Dies stellt einen enormen Nachteil humaner Zähne dar [110]. In großer Menge und mit gleichbleibender Qualität sind hingegen bovine Zähne vorhanden. Ein Vergleich der relevanten Studien zu humanen und bovinen Zähnen ergab zwar, dass sie ähnliche Mikrostrukturen, physikalische Eigenschaften und chemische Zusammensetzungen aufweisen, jedoch signifikant unterschiedliche Haftwerte im Push-Out-Verfahren auftreten können [63, 169]. Hierbei waren die bovinen den humanen Zähnen deutlich unterlegen. In dieser Studie

wurden humane Zähne gewählt, um einen eindeutigen Vergleich der Haftwerte zu ermöglichen und somit der klinischen Situation entsprechende Voraussetzungen zu schaffen. Die gesammelten Zähne wurden sorgfältig auf mögliche Defekte wie kariöse Läsionen, Wurzelkrümmungen, vorherige endodontische Behandlungen, Perforationen und Frakturen hin untersucht und die betreffenden Zähne aussortiert. Weiterhin erfolgte eine randomisierte Einteilung der Zähne zu den sechs experimentellen Gruppen. So sollte verhindert werden, dass o.g. Einflussfaktoren, wie Lagerungszeit oder Alter des humanen Spenders, die Studie signifikant beeinflussen würden.

8.1.2 Lagerung der Versuchszähne

Nach der Extraktion lagerten die humanen Zähne in künstlichem Speichel (0,9 % isotonische Kochsalzlösung, 0,001 % Natriumazid). Die Lagerungszeit unterschied sich hierbei je nach Extraktionszeitpunkt. Sie betrug zwischen wenigen Wochen und mehreren Monaten. Eine lange Lagerungszeit kann das Dentin der Zähne feuchter werden lassen, wobei die Lagerungsflüssigkeit nicht zwingend ausschlaggebend sein muss [91]. In dieser Studie wurde sich zur Nachahmung der *In-vivo*-Bedingungen für künstlichen Speichel entschieden. Mobarak et al. (2010) untersuchten den Einfluss der Lagerungszeit auf den adhäsiven Verbund der Zähne zum Komposit und konnten keinen signifikanten Unterschied feststellen [111]. Mögliche Degradationseffekte durch die Lagerungsdauer und die Lagerungsflüssigkeit können unter den in dieser Studie geschaffenen Bedingungen ausgeschlossen werden. [91, 111, 96].

8.1.3 Studientyp

Es gibt wenige Studien, die Aufschluss über den Unterschied einer *In-vivo*- bzw. *In-vitro*-Untersuchung in Bezug auf den Haftverbund geben. Eine von Sudsangiam et al. (1999) durchgeführte Studie ergab, dass nur unter *In-vivo*-Bedingungen eine verlässliche Aussage über die zu erwartende klinische Situation gemacht werden kann [153]. Allerdings ließ sich in einer anderen Studie von 1988 wiederum kein signifikanter Unterschied zwischen *In-vivo*- und *In-vitro*-Situationen ermitteln, der sich nicht auf Kontamination mit Blut oder

Speichel zurückführen lässt [128]. Die Autoren der genannten Publikationen betrachteten jedoch den Haftverbund von Kompositmaterialien zum Dentin, wohingegen in dieser Studie ein bioaktiver Sealer untersucht wurde. Dementsprechend sind die Ergebnisse nicht direkt miteinander vergleichbar. Die exakte Temperaturmessung lässt sich weiterhin unter *In-vivo*-Bedingungen nur schwer realisieren, ebenso die Messung der Pull-Out-Kräfte, ganz abgesehen von ethischen Problemen. Aus diesen Gründen wurde sich im Rahmen der vorliegenden Untersuchung für eine *In-vitro*-Studie entschieden, da hiermit einerseits die Verwendung humaner Zähne eine bestmögliche Simulation der klinischen Situation ermöglichte, andererseits durch die *In-vitro*-Bedingungen eine hinreichend gute Standardisierung realisiert worden sein dürfte.

8.1.4 Dekapitieren der Zähne

Die gesammelten, gereinigten und sortierten Zähne wurden zur Schaffung eines gut zugänglichen 8 mm langen Wurzelkanals dekapitiert (siehe Kapitel 6.3.1.). Dabei war vor allem der Winkel zum Wurzelkanal von 90° von besonderer Bedeutung. Es sollte damit ermöglicht werden, dass die Zugrichtung beim Pull-Out-Versuch möglichst achsgerecht, also senkrecht aus dem Wurzelkanal, erfolgte. Jedoch können Wurzelkanäle anatomische Variationen aufweisen, welche trotz sorgfältiger Vorsortierung nicht immer detektierbar sind. Auch die rein visuelle Kontrolle des rechten Winkels, sowie die manuelle Durchführung der Dekapitation, sind mögliche Ursachen für Ungenauigkeiten im Rahmen der Messung. Ebenso könnte in den Kanal gelangter Schmelz- und Dentinspan trotz alternierender Spülungen zu Verunreinigungen führen, welche letztendlich den Haftverbund negativ beeinflussen könnten. Allerdings konnte durch eine exakte Justage der Proben jegliche Verkantung, die zu einer einseitigen und damit ungünstigen Belastung der Proben während der Versuchsablaufs hätte führen können, ausgeschlossen werden.

8.1.5 Instrumentierung der Zähne

Die Aufbereitung der Zähne erfolgte zunächst manuell mit K-Feilen und nach Instrumentierung mit *F360* wurde dann die finale Instrumentierung durch *Bio-Race*-Feilen ISO 60 aus Nickel-Titan durchgeführt (siehe Kapitel 6.3.2.).

Nickel-Titan-Instrumente sind aktuell der Goldstandard der maschinellen Aufbereitung und konventionellen Handinstrumenten überlegen [94]. Sie zeichnen sich vor allem durch ihre Flexibilität aus, die das Aufbereiten auch stark gekrümmter Kanäle ermöglichen kann [147]. Es werden zahlreiche Feilensysteme im Handel angeboten. Ein Vergleich der Systeme *K3*, *ProTaper* und *Mtwo* von 2007 zeigte keine signifikanten Unterschiede in der Aufbereitungsqualität [147]. Eine andere Studie von Talati et al. (2013) erzielte wiederum bessere Ergebnisse mit dem *Mtwo*-System [154]. Ausschlaggebend für die Nutzung von Nickel-Titan-Instrumenten in dieser Studie war aber vor allem die Vergleichbarkeit der Messergebnisse im Pull-Out-Versuch. Hierfür musste eine gleichmäßige und konstante Aufbereitung erfolgen, um die Kanäle einheitlich auf die ISO 60 zu bringen und eine vergleichbare Fläche für die spätere Sealerapplikation zu schaffen. Dies wurde durch die Anwendung der Feilen *BR1* bis *BR5* sowie final *BR7* in der korrekten Reihenfolge unterstützt. Die *BR6*-Feile wurde jedoch ausgelassen, da diese Größe und Konizität im *F360*-Instrumentensystem nicht verfügbar ist.

Die Verwendung gleicher Konizitäten und passender Stifte kann den Haftverbund des Wurzelkanalsealers mit dem Kanalwanddentin signifikant verbessern [117]. Die leichten Abweichungen in der Länge der inserierten Stifte sind möglicherweise durch die höhere minimale Filmdicke des Sealers *CeraSeal* zu erklären. Bei optimal passenden, unverformbaren starren Stahlstiften dürfte diese Eigenschaft kleine Inkongruenzen hinsichtlich der Eindringtiefe (Cone placement) bewirken. Daher erfolgte eine mathematische Korrektur der Inkongruenzen basierend auf der effektiven Haftfläche. Auf die Vermutung, dass die Längenunterschiede den Haftverbund beeinflussen könnten, wird in Kapitel 8.2.2. erneut eingegangen.

8.1.6 Auswahl der endodontischen Spüllösungen

In der vorliegenden Studie erfolgte die Abschlusspülung durch NaOCl (3 %), und EDTA (16 %). Wie bereits in Kapitel 4.2.1. und 4.2.3. ausführlich erörtert, dient NaOCl vor allem der Entfernung von Geweberesten, wobei EDTA in der Kombination mit NaOCl am effektivsten die Schmierschicht entfernen kann [50, 131, 158]. Auch andere Autoren empfahlen die kombinierte Anwendung

beider Spüllösungen [17]. Unter Berücksichtigung des aktuellen Forschungsstandes wurde sich für diesen Versuch ebenfalls für die Kombination aus Chelatbildner und Chlorverbindung entschieden. Die zusätzliche Anwendung von Hochleistungslasern und sogenannter antimikrobieller photodynamischer Therapie zur besseren Spülung vor allem des apikalen Drittels des Wurzelkanals wurde von manchen Autoren empfohlen [21]. Da im Rahmen dieser Studie die Zähne jedoch dekapitiert wurden und eine optimale Erreichbarkeit im apikalen Bereich Voraussetzung für die Untersuchung war, schien die Lasertherapie nicht zwingend erforderlich. Inwieweit sich die zusätzliche Anwendung eines Lasers auf den tatsächlichen Haftverbund ausgewirkt hätte, lässt sich jedoch nicht mit Sicherheit sagen. Hierzu wären weitere Studien mit ähnlichem Aufbau für einen genauen Vergleich der Haftwerte nötig.

Während der Dekapitation und Aufbereitung der Zähne erfolgte eine Spülung mit Aqua dest. Dieser Schritt diene lediglich der Entfernung von Zellresten und entstandenen Dentinspänen. Nach aktuellen Erkenntnissen sollte destilliertes Wasser nicht als Abschlussspülung angewendet werden, da die so erzielten Haftwerte biokeramischer Sealer zum Dentin deutlich geringer ausfallen als bei der Verwendung anderer Spüllösungen, wie beispielsweise NaOCl [34].

8.1.7 Auswahl und Anwendung des Sealers

In dieser Untersuchung wurde sich für die Verwendung des biokeramischen Sealers *CeraSeal* entschieden. Verglichen mit Sealern auf Calciumhydroxid-, Zinkoxid-Eugenol-, Epoxidharz- und Glasionomerbasis sind biokeramische Sealer erst seit ungefähr 30 Jahren fester Bestandteil zahnärztlicher Behandlungen [3]. Dementsprechend liegen wenige Daten in Bezug auf den Einfluss der Abfülltemperatur vor. Die hohe klinische Relevanz der Thematik vor allem bei der Entscheidung für eine Heiß- oder Kaltfüllmethode war demnach ausschlaggebend für die Auswahl eines biokeramischen Sealers. Ebenso sind in den Datenblättern der Hersteller der verschiedenen Sealerformulierungen, so auch für bioaktive Sealer, bislang keine Hinweise auf eine mögliche Einschränkung der Indikation dieser Sealer für thermische Obturationstechniken enthalten. Weiterhin lässt sich *CeraSeal* einfach applizieren und eine manuelle

Mischung der Phasen, wie sie beispielsweise bei dem biokeramischen Sealer *BioRoot RCS* notwendig ist, entfällt. Die Sealerspritze wurde mit einem Aufsatz versehen, der die beiden Phasen in optimalem Mengenverhältnis automatisch zusammenbrachte. Durch das schmale Ende des Applikationsaufsatzes konnte das Sealmaterial direkt in den Kanal eingebracht werden. Sowohl das einheitliche Anmischen als auch die Applikationshilfe reduzieren mögliche Fehler, die beispielsweise durch ein falsches Mengenverhältnis der Phasen entstünden. Auch die mögliche Verunreinigung des Materials durch Staubkörner oder andere Substanzen auf der Anmischplatte entfällt bei sofortiger Applikation in den Wurzelkanal. Um eine gleichmäßige Verteilung des Sealers und ausreichend tiefe Penetration in den Kanal zu erreichen, wurde anschließend mittels Lentulo auf Arbeitslänge gearbeitet. Hierbei wurde gelegentlich Sealmaterial über das apikale Foramen hinaus verpresst (sog. „sealer puff“). Dieser „sealer puff“ ließ sich jedoch leicht mit einer Pinzette und einem trockenem Schaumstoffpellet entfernen. Das verwendete Material sollte den Sealerüberstand möglichst vollständig vom Zahnstumpf entfernen, jedoch keinen Sealer aus dem Wurzelkanal herausziehen. Dieses Risiko hätte beispielsweise bei Zellstofftüchern bestanden. Die Möglichkeit der Wurzelspitzenreinigung unter Sicht stellt einen großen Vorteil der *In-vitro*-Untersuchung dar. Nicht zu vernachlässigen ist auch die Abbindezeit des verwendeten Sealers. Eine 2021 veröffentlichte Studie von Park et al. ermittelte bei allen biokeramischen Sealern, auch dem Sealer *CeraSeal*, längere Abbindezeiten als bei dem verwendeten Sealer auf Epoxidharzbasis (*AH Plus*) [125]. Es gibt Hinweise, dass verlängerte Abbindezeiten und höhere Fließfähigkeit für einen besseren Ausgleich kleinster Unregelmäßigkeiten im Wurzelkanal und damit für eine bessere Haftung am Dentin sorgen könnten [122]. Bei letzteren Untersuchungen wurde jedoch mit der Abbindezeit des Sealers *AH Plus* gearbeitet, vergleichbare Studien, die die noch längeren Abbindezeiten calciumsilikatbasierter Sealer berücksichtigen, existieren bislang nicht. Weiterhin können sich o.g. Eigenschaften mit Anstieg der Abfülltemperatur verändern. In Kapitel 8.2.3. wird auf diesen Umstand Bezug genommen.

8.1.8 Material, Aufheizvorgang und Applikation der Spreader

Um die Spreader auf die richtige Temperatur zu bringen, wurden diese in speziellen Thermoschränken erwärmt. Ein internes Thermometer sowie ein externes Digitalthermometer mit Mess-Sonde dienten der ständigen Überwachung der Temperatur im jeweiligen Thermoschrank. Für die Studie standen insgesamt zwei Thermoschränke zur Verfügung. Um die unterschiedlichen Temperaturen zu erreichen, wurden die Thermoschränke schrittweise erwärmt. Es konnten immer zwei Gruppen zeitgleich auf die erforderliche Temperatur gebracht werden. Begonnen wurde mit der ersten Gruppe bei 37°C. Trotz des Innenthermometers der Thermoschränke sind Schwankungen in der Temperatur denkbar, welche wiederum das Ergebnis beeinflussen könnten. Auch bei der Übertragung der Stifte und der Insertion in den Wurzelkanal war mit einem geringfügigen Temperaturabfall zu rechnen. In der klinischen Situation muss jedoch, beispielsweise bei *Thermafil* (Dentsply Sirona) auch eine Übertragung des erhitzten Guttaperchastiftes vom Thermoschrank in den Wurzelkanal erfolgen, weshalb eventuelle Schwankungen vergleichbar und somit zu vernachlässigen sind. Auf eine Beschickung der Stifte mit Sealer wurde jedoch verzichtet, um die Temperatur nicht weiter zu reduzieren und den im Wurzelkanal befindlichen Sealer mit einem auf die jeweilige Temperatur erwärmten Stift direkt thermisch zu belasten. Durch das Weglassen dieses Schrittes bestand potenziell das Risiko des Verbleibs von kleineren Luftbläschen in der Sealerschicht. Da die Stifte jedoch die gleiche ISO-Größe wie die apikale Masterfeile hatten und außerdem Klemmpassung aufwiesen, konnte das Risiko minimiert werden. Um die Insertion der Spreader auf die vorgegebenen 8 mm zu ermöglichen, wurden sie mit einem wasserfesten Stift markiert. Da dies manuell und mittels Messlehre erfolgte sind Ungenauigkeiten denkbar. Um die tatsächliche Haftfläche zu ermitteln, erfolgte daher nach der Durchführung des Pull-Out-Verfahrens eine digitale Messung (siehe Kapitel 8.2.1.).

Üblicherweise dient Guttapercha als Wurzelkanalfüllmaterial, da es thermoplastisch ist und so gerade unter Hitzeeinwirkung Seitenkanäle besonders effektiv füllen kann [39, 47]. Die leichte Verformbarkeit sowie die Tendenz des Materials zu Rissen unter Belastung ist jedoch beim Pull-Out-Versuch von großem Nachteil. Um Haftwerte exakt ermitteln zu können, wurden deshalb in

dieser Studie Spreader aus Stahl verwendet. Dies entspricht natürlich nicht direkt der klinischen Situation, allerdings können nur formstabile Stifte, die nicht im Rahmen der Pull-Out-Analyse deformiert werden, den zu erwartenden Kräften widerstehen. Eine Verformung des Materials konnte bei den im Versuch auftretenden Temperaturen ausgeschlossen werden. Ebenso können wiederholte Temperaturunterschiede, wie sie etwa beim Downpack sowie Backfill auftreten, durch die im Rahmen der vorliegenden Methode durchgeführten, einmaligen Wärmeapplikation durch das Einbringen des entsprechend temperierten Stahlspreaders nicht simuliert werden.

Allerdings ließ das Einbringen eines einmalig auf die Zieltemperatur erwärmten Stiftes eine bestmögliche Standardisierung zu, da die Applikationsdauer der Stifttemperatur in sämtlichen Proben exakt der Zeit des Einbringens der Stifte entsprach und somit zwischen allen Proben vergleichbar war. Dies ist im Rahmen von thermischen Obturationstechniken möglicherweise relativ variabel, wodurch Unterschiede der Hitzeapplikation resultieren können.

Die während des Pull-Out-Versuches entstehenden Extrusionskräfte sollten sich möglichst axial auf das Kanalwanddentin übertragen und eine Analyse der Frakturmodi möglich machen. Der verwendete Stahl bietet ausreichend Stabilität, um diesen Kräften standzuhalten und das Risiko einer Fraktur des Spreaders zu minimieren. Die Guttapercha wäre während des Versuchs zerissen, hätte sich verformt oder Fäden gezogen und als Konsequenz daraus hätte kein aussagefähiger Haftwert gemessen werden können. Stahlspreader sind daher aufgrund ihrer o.g. Eigenschaften für diese Art von Versuchen geeigneter. Um optimale Voraussetzungen für die Haftung des Sealers am Stift zu schaffen, wurden sie, wie in Kapitel 6.3.3. beschrieben, durch Korundstrahlung vorbehandelt und anschließend gereinigt und desinfiziert. Die Verwendung speziell angefertigter und genormter Stifte in ISO-Größe 60 mit gleicher Konizität wie die apikale Masterfeile, diente außerdem der möglichst raddichten Passung an die Kanalwand. Während der Applikation des Sealers in den Kanal und der Insertion der vorbehandelten und erwärmten Stifte konnte die tatsächliche Schichtdicke des Sealers nicht ermittelt werden. Wie eine Studie von D'Arcangelo et al. (2007) ergab, ist dies jedoch von großer

Relevanz, da sie Einfluss auf den Haftverbund nehmen kann [44]. Bei zu dicker Sealerschicht ist die Verringerung der Haftwerte wahrscheinlich, ähnlich verhält es sich auch mit einer zu dünnen Sealerschicht [133]. Die individuelle Fertigung der Stahlspreader sollte diese Schwankungen minimieren und das Risiko verfälschter Haftwerte reduzieren.

8.1.9 Messverfahren

Um auf den Haftverbund zwischen Kanalwanddentin und Stahlspreader zu schließen, müssen zunächst die Haftwerte ermittelt werden. Für diese Messung existieren verschiedene Testverfahren. Über die Jahre haben sich 3 unterschiedliche Methoden etabliert. Zunächst wird der Pull-Out-Test erläutert, welcher in der vorliegenden Studie Anwendung fand. Weiterhin wird auf das Push-Out-Verfahren und den Microtensile-Bond-Strength-Test eingegangen.

Pull-Out-Verfahren

Das sogenannte Pull-Out-Verfahren wurde 2011 von Ebert et al. (2011) durch spezielle Vorbehandlung der Stifte modifiziert und beschrieben. Hierbei wurden extra angefertigte Stifte der ISO-Größe 55 und einer Konizität von Taper.02 verwendet [57]. Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte auf den Haftverbund zwischen dem Sealer und dem Kanalwanddentin geschlossen werden, weshalb die Fraktur möglichst nicht am Stift auftreten sollte. Zur Vermeidung eines solchen Frakturmodus erfolgt nach Ebert et al. eine Korundstrahlung der Spreader nach dem *Rocatec*-Verfahren (3M™ ESPE). Dabei wird die Oberfläche des Stiftes zunächst mit Aluminiumoxid bestrahlt und anschließend mit Siliziumdioxid beschichtet [57]. Nach Abschluss der Vorbehandlung werden die Stifte mit verschiedenen Zementen beschickt und in den auf 8 mm und ISO-Größe 60 aufbereiteten Wurzelkanal eingebracht. Das eigentliche Pull-Out-Verfahren wird mit einer Universalprüfmaschine durchgeführt. Durch das Einspannen der Spreader im rechten Winkel soll eine axiale Zugbelastung ausgeübt werden, sodass die maximale Kraft bis zum Versagen des Haftverbundes gemessen werden kann. Hierbei wird jedoch nur ein Messwert für den gesamten Wurzelkanal ermittelt. Im Gegensatz zum Push-Out-Test kann somit nicht differenziert werden, ob verschiedene Abschnitte des Wurzelkanals

unterschiedliche Werte aufweisen. Im Rahmen dieser Studie wurde sich jedoch für das Pull-Out-Verfahren entschieden, da eine Untersuchung einzelner Abschnitte des Wurzelkanals nicht erforderlich war und mögliche Fehlerquellen so weit wie möglich ausgeschlossen werden sollten. Bei der Herstellung von Horizontalschnitten entstehen Vibrationen, die insbesondere bei spröden Materialien zu einer Veränderung in ihrer Integrität führen können. Die später im Rahmen eines Push-Out-Verfahrens ermittelten Werte entsprächen dann nicht mehr jenen, die durch nicht destruktive Verfahren gemessen werden könnten. Die geringen technischen Ansprüche des Verfahrens machen es außerdem weniger anfällig für mögliche Fehler bei der Herstellung der Proben. Hierdurch entstehen vergleichbare und präzise Ergebnisse [57]. Die Modifizierung des Verfahrens durch Korundstrahlung scheint außerdem erfolgreich zu sein, da in der vorliegenden Studie die Fraktur am Stift am seltensten auftrat.

Push-Out-Verfahren

Im Gegensatz zum Pull-Out-Verfahren ist das Push-Out-Verfahren mit höherem technischem Aufwand verbunden. Je nach Art der Untersuchung und des zu testenden Materials erfolgt eine entsprechende Vorbehandlung der Zähne und Wurzelkanäle. Die zu untersuchenden Proben können durch eine Acrylharzbasis fixiert werden, um den Schneidevorgang zu erleichtern [88]. Es erfolgen Schnitte in der Transversalebene, wodurch gleichmäßig dicke Scheiben entstehen, die den apikalen, koronalen und mittleren Bereich der Zahnwurzel einsehbar machen. Zum eigentlichen Push-Out-Test werden die Schnitte in eine Universalprüfmaschine gespannt. Ein zylinderförmiger Kolben übt nun so lange einen konstanten Druck auf das zu testende Material aus, bis es zum Versagen des Haftverbundes am Dentin kommt. Die Kraft wird in Newton gemessen und anschließend in MegaPascal (MPa) umgerechnet [88]. Im Gegensatz zum Pull-Out-Verfahren ermöglicht der Push-Out-Test die Analyse verschiedener Abschnitte der Zahnwurzel [157]. Verglichen mit dem Mikrozugfestigkeitstest scheint das Verfahren zuverlässiger zu sein [70]. Einige Faktoren beeinflussen jedoch die Genauigkeit von Push-Out-Tests. Hierbei spielen geometrische Verhältnisse eine Rolle, aber auch die Elastizität des Dentins und der Füllstoffe [35]. Weiterhin ist eine Veränderung des Haftverbundes an

den Schnittstellen der Scheiben möglich [40]. Auch die Größe und Gestaltung des Stößels für das Ausstoßen der Wurzelkanalfüllung ist hier sehr wichtig, weil eine nicht optimal durch den Stößel belastete Wurzelkanalfüllung zunächst deformiert werden könnte und hierbei bereits eine Schwächung des Haftverbundes erfolgen kann, bis die Haftkraft (F_{\max}) ermittelt wurde.

Einige Autoren empfahlen daher die Modifikation der aktuellen Standards für Push-Out-Testverfahren, um zuverlässigere Ergebnisse zu erhalten [23, 35]. In dieser Studie wurde sich sowohl aufgrund des erhöhten technischen Aufwandes als auch der o.g. potenziellen Fehlerquellen gegen die Durchführung eines Push-Out-Tests entschieden.

Mikrozugfestigkeitsversuch (Microtensile-Bond-Strength-Test)

Zur Vorbereitung der Proben für einen Mikrozugfestigkeitsversuch gibt es 2 verschiedene Verfahren. Entweder wird das zu untersuchende Material mit Hilfe eines Festkörpers auf das Dentin gebracht, oder im direkten Verfahren mit Letzterem verklebt [140, 145]. Anschließend werden aus dem präparierten Zahn durch vertikale Schnitte Scheiben gewonnen. Diese machen den zu untersuchenden Teil in der Vertikalen vollständig sichtbar [140]. Sie können dann entweder durch manuelles Trimmen in eine Sanduhr-/ Zylinderform gebracht, oder mittels Trennscheiben zu Stäbchen geschnitten werden, wobei letztere Variante am häufigsten eingesetzt wird [140, 145]. Die Proben werden anschließend in eine Universalprüfmaschine eingespannt. Diese übt an einem Ende einen gleichmäßigen Zug auf die Probe aus, sodass es zum Versagen des Haftverbundes zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungsmaterial kommt [155]. Mit dem Microtensile-Bond-Test können, im Gegensatz zum Pull-Out-Test, aus einem Zahn mehrere Proben gewonnen und somit verschiedene Abschnitte des Zahnes analysiert werden [126]. Dieses Verfahren ist jedoch sehr zeitaufwendig und birgt einige Fehlerquellen. Beispielsweise trocknen die Proben schnell aus oder können aufgrund ihrer dünnen Schicht leicht beschädigt werden [145]. In einer Studie von Goracci et al. (2004) war der Mikroauszugstest dem Push-Out-Verfahren deutlich unterlegen, einige der Proben versagten bereits während des Schneidevorgangs [70]. Somit ist auch der vermeintliche Vorteil einer höheren Probenanzahl pro Zahn zu diskutieren.

Aufgrund der Techniksensibilität des Testverfahrens, sowie der hohen Fehlerquote und Unvorhersehbarkeit der Ergebnisse, fand der Mikroauszugstest in der vorliegenden Studie keine Anwendung. Für eine Untersuchung adhäsiver Verbunde zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositmaterialien stellt der Microtensile-Test dagegen ein adäquates Verfahren dar [126].

8.2 Diskussion der Ergebnisse

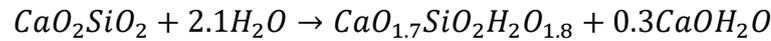
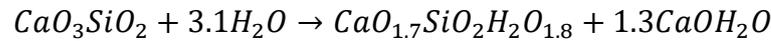
Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie erörtert und diskutiert, sowie in einen Zusammenhang mit der aktuellen Studienlage gebracht. Weiterhin erfolgt eine Beurteilung der eingangs formulierten Arbeitshypothesen.

8.2.1 Haftverbund

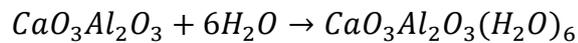
In der Literatur finden sich aktuell keine Studien, die den Haftverbund des bio-keramischen Sealers *CeraSeal* zum Kanalwanddentin in Abhängigkeit von der Temperatur beschreiben. Es gab allerdings Untersuchungen, die mittels Push-Out-Test die Haftfestigkeit biokeramischer Sealer ermittelten. DeLong et al. (2015) testeten den Einfluss der Wurzelfülltechnik auf den Haftverbund der Sealer *MTA Plus* und *EndoSequence BC*. Auch wenn beide Sealer dem epoxidharzbasierten *AH Plus* überlegen waren, verschlechterten sich deren Haftwerte durch die thermoplastische Fülltechnik [48]. Dies könnte in Zusammenhang mit der Abfülltemperatur stehen. Ein Review von Chopra et al. (2021) zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sealergruppen im Push-Out-Test, stellte jedoch eine leichte Überlegenheit biokeramischer Materialien in Bezug auf Mikroleakage heraus [36]. Die Vergleichbarkeit der genannten Studien mit der vorliegenden ist jedoch fraglich, da Push-Out-Tests anstelle von Pull-Out-Tests zur Anwendung kamen und der Einfluss der Temperatur nicht direkt analysiert wurde.

Zum eigentlichen Abbindevorgang von *CeraSeal* liegen in der Literatur noch keine Untersuchungen vor. Laut Herstellerangaben entfällt bei der Abbinde-reaktion des Calciumsilikats durch Wasseraufnahme die sonst übliche Schrumpfung von Sealern. Auch wird dem Sealer eine bakterizide Wirkung durch den über mehrere Tage anhaltenden, hohen pH-Wert von 12,7 zugeschrieben. Die hydrophilen Eigenschaften von *CeraSeal* sorgen weiterhin für geringere Anfälligkeit der Wurzelfüllung gegenüber Restfeuchtigkeit im Kanal, da der Sealer diese zur Abbinde-reaktion nutzt [37, 93]. Laut Atmeh et al. (2012) kann die Abbinde-reaktion calciumsilikatbasierter Sealer mit der von Portland-Zement verglichen werden, da sie eine ähnliche Zusammensetzung aufweisen [10]. Qi et al. (2021) fassten, basierend auf Fachliteratur, in einer aktuellen Studie die

Abbindereaktion von Portland-Zement (zu mehr als 70 % aus Calciumsilikat bestehend) wie folgt zusammen:



Das ebenfalls enthaltene und an Calcium gebundene Aluminium reagiert bei fortschreitender Reaktion zu Calciumaluminathydratkristallen. Hierbei ist anzumerken, dass sich in *CeraSeal* kein Aluminium befindet (siehe Kapitel 6.3.4.), die Gleichung wird der Vollständigkeit halber mit aufgeführt.



Generell ist die Reaktion jedoch sehr komplex, weshalb eine exakte Beschreibung schwierig scheint [134]. Eine Zusammenfassung von Bullard et al. (2011) benennt 6 Hauptreaktionen [24].

Bei Kontakt mit Wasser treten Calcium- und Silikat-Ionen aus der Zementoberfläche aus (=Auflösungsreaktion). In der nachfolgenden Adsorptionsreaktion reichern sich die Ionen an der Fest-Flüssig-Grenze an, woraufhin es zur Ionenpaarkomplexbildung an der Oberfläche des Festkörpers kommt. Auf dieser Oberfläche fallen in der Nukleationsreaktion Hydratationsprodukte aus, sobald die Volumenenergie des Festkörpers die Energiebarriere überschreitet. Dieser Festkörper erfährt anschließend weiteres Wachstum, bis es zur Diffusion kommt. Durch die Überlagerung der Feststoffe wird die Oberfläche hydratisiert und die Ionen können durch die Poren der Zementsuspension transportiert werden [24]. Aufgrund der ähnlichen Zusammensetzung beider Materialien kann angenommen werden, dass die Abbindereaktion des Sealers *CeraSeal* einem ähnlichen Prinzip folgt. Es sind jedoch weitere chemische Analysen notwendig, um die genaue Abbindereaktion calciumsilikatbasierter Sealer adäquat und umfänglich beschreiben zu können.

Der Haftverbund zum Kanalwanddentin beruht vermutlich auf dem in Kapitel 4.3.1. beschriebenen Prinzip der Mineralinfiltrationszone [9]. Durch die Aufnahme von Wasser werden Calcium- und Hydroxylionen freigesetzt [29]. Die ätzende Wirkung der Hydratationsprodukte des Calciumsilikates sorgt für den

Abbau kollagener Fasern und ermöglicht die Durchdringung des Dentins [9]. Der von den Herstellern beschriebene Anstieg des pH-Wertes entsteht womöglich aus der Bildung von Calciumhydroxid, welches dann wiederum in die vorher geschaffenen Strukturen des Dentins eindringen und sich dort verankern kann [10, 30]. Weiterführende Studien zum Prinzip des Haftverbundes von *CeraSeal* sind daher angeraten.

8.2.2 Beurteilung der Haftwerte

Für den calciumsilikatbasierten Sealer *CeraSeal* existieren bislang keine vergleichbaren Studien zum Haftverbund. Es wurden aber Untersuchungen mit anderen calciumsilikatbasierten Sealern durchgeführt. Aufgrund der laut Herstellerangaben ähnlichen Zusammensetzung wie *EndoSequence BC*, *MTA Fillapex*, *BioRoot RCS*, *Total Fill BC*, *Endo CPM* wird sich anschließend auf Studien bezogen, die diese biokeramischen Sealer untersuchten.

Weiterhin verwendeten die nachfolgenden Studien das Push-Out-Verfahren anstelle des Pull-Out-Verfahrens zur Messung der Haftwerte, was die direkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse einschränkt. Es existieren zudem nur wenige Veröffentlichungen, welche die Temperaturabhängigkeit biokeramischer Materialien analysierten.

MTA Fillapex erreichte bei der temperaturunabhängigen Messung im Vergleich zu *iRoot SP* signifikant geringere Haftwerte [139, 156]. Vermutlich kommt der geringere Haftwert des *MTA Fillapex* aufgrund der harzigen Komponente zustande, die beim Abbindevorgang schrumpft [156]. Diese ist in *CeraSeal* nicht enthalten, weshalb der Effekt in der vorliegenden Studie keine weitere Erwähnung findet. *MTA Fillapex* gilt nicht im wirklichen Sinne als MTA-Sealer, da er eine Salicylat-Basis besitzt und lediglich mit MTA-Partikeln angereicht wurde. Diese individuelle Zusammensetzung bietet eine weitere Erklärung für die unterschiedlichen Ergebnisse. In einem Vergleich der calciumsilikatbasierten Sealer *Total Fill BC Sealer*, *Endo CPM Sealer*, und *BioRoot RCS* mit dem epoxidharzbasierten Sealer *AH Plus* waren die Haftwerte der biokeramischen Materialien deutlich geringer. Den höchsten Medianwert erreichte *Total Fill BC Sealer* mit 3,52 MPa, gefolgt von *BioRoot RCS* mit 2,31 MPa, wohingegen für *Endo CPM* nur 1,60 MPa gemessen wurden. *AH*

Plus war mit 7,03 MPa deutlich überlegen [52]. Trotz der unterschiedlichen Messverfahren ähnelten die in der vorliegenden Studie ermittelten Haftwerte (2,38 bis 3,58 MPa) den Ergebnissen von Donnermeyer et al. (2018) [52]. Allerdings wichen die Haftwerte anderer Studien teilweise stark davon ab. Carvalho et al. (2017) maßen beispielsweise einen Haftmittelwert von 9,48 MPa für *EndoSequence BC*. Auch fiel der Haftverbund des biokeramischen Werkstoffes im Vergleich zu *AH Plus* (16,29 MPa) deutlich geringer aus [32]. Es könnte laut Taşdemir et al. (2014) von Vorteil sein, eine Restfeuchtigkeit im Kanal zu belassen, um den Haftverbund silikatbasierter Sealer zu erhöhen [156].

Im Kontrast dazu stehen Ergebnisse von Banphakarn et al. (2019). Hierbei zeigte der calciumsilikatbasierte Sealer bessere Haftwerte zum Dentin als der epoxidharzbasierte Sealer. Dies galt jedoch nicht für die Haftung am Gutta-percha. Allerdings wurde von Banphakarn et al. (2019) der Haftverbund auf Scherhafffestigkeit untersucht, weshalb die Studien nicht direkt miteinander verglichen werden können [14].

Die zu Anfang formulierten Arbeitshypothesen werden wie folgt beurteilt:

Arbeitshypothese 1:

Die konstante Erhöhung der Temperatur führt zu signifikanten Unterschieden der Haftwerte zwischen den experimentellen Gruppen.

→ Diese Hypothese wird **abgelehnt**.

Diese Arbeitshypothese wird abgelehnt. Weder die Varianzanalyse noch der Post-hoc-Test mittels Gabriels ergaben signifikante Unterschiede der Haftwerte zwischen den jeweiligen Gruppen. Die Erhöhung der Temperatur führte demnach nicht zu einer signifikanten Änderung des Haftverbundes der intrakanalär insertierten Wurzelkanalfüllungen.

Arbeitshypothese 2:

Die Haftwerte biokeramischer Sealer sind signifikant höher, je höher die eingesetzte Temperatur ist.

→ Diese Hypothese wird **abgelehnt**.

Diese Arbeitshypothese wird abgelehnt. Auch wenn bei einer Temperatur von 125°C die höchsten Haftwerte gemessen wurden, waren die Ergebnisse heterogen. Eine Erhöhung der Temperatur verbesserte den Haftverbund in keiner Gruppe signifikant.

Die sich in der vorliegenden Studie andeutende Resistenz des untersuchten Sealers *CeraSeal* gegenüber Temperaturerhöhungen bei der Wurzelkanalfüllung konnte bereits für andere biokeramische Materialien von verschiedenen Autoren bestätigt werden [28, 77]. Im Gegensatz zum Sealer *AH Plus* änderte sich der Haftverbund des biokeramischen Sealers *Total Fill BC* nicht signifikant durch die Anwendung warmer vertikaler Kondensation [4]. Ein möglicher

Grund dafür ist die unterschiedliche Zusammensetzung der Wurzelkanalfüllpasten. *CeraSeal* enthält im Gegensatz zu *AH Plus* ein Lösungsmittel, welches durch Absorption externer Flüssigkeiten aus den umliegenden Geweben ausgetauscht wird und so den Abbindeprozess des Sealers initiiert. *In vivo* stammt das dafür notwendige Wasser aus dem umliegenden Gewebe des Zahnes, in der vorliegenden Studie dagegen aus den in künstlichem Speichel getränkten Gaze-Streifen, wodurch klinische Bedingungen hinsichtlich der Zusammensetzung der Flüssigkeit simuliert wurden. Der Aushärteprozess des Sealers *CeraSeal* findet demnach nicht zum Zeitpunkt der Insertion der unterschiedlich temperierten Spreader, sondern erst im Nachhinein durch den langsamen Austausch des Lösungsmittels gegen Wasser statt [93]. In diesem Vorgang könnte der geringere Effekt der Temperatur auf den Haftverbund lösungsmittelbasierter biokeramischer Sealer zum Kanalwanddentin begründet liegen.

Weiterhin erwirkten Dasari et al. (2020) durch den Einsatz biokeramischer Sealer bei Warmfülltechniken erhöhte Eindringtiefen und eine lückenlosere Wurzelfüllung gegenüber Kaltfüllmethoden [46]. Hierzu ist anzumerken, dass dieser Umstand auch auf die grundsätzlich besseren Ergebnisse bei warmer vertikaler Kondensation zurückgeführt werden könnte [120].

Abschließend lässt sich sagen, dass biokeramische Materialien zwar einige Vorteile aufweisen, eine weitere Verbesserung der physikalischen Eigenschaften jedoch notwendig ist, um epoxidharzbasierte Materialien unter Praxisbedingungen zu übertreffen [98].

8.2.3 Beurteilung der Frakturmodi

Bei der Analyse der Frakturmodi konnte festgestellt werden, dass die kohäsive Fraktur am häufigsten auftrat. Der Adhäsionsverlust kam demnach sowohl am Dentin als auch am Stift zustande. Um den Haftverbund zum Kanalwanddentin eindeutig beurteilen zu können, wäre eine Fraktur am Zahn das bevorzugte Haftmuster gewesen. In Gruppe 5, welche ebenfalls die höchsten Haftwerte aufwies, kam es mit 40 % am häufigsten zu diesem Frakturtyp. Ein Zusammenhang kann daher zwar vermutet, aber nicht bestätigt werden. Eine Korrelation fand sich auch in den anderen Gruppen nicht. Hier dominierten vor allem

kohäsive und gemischte Frakturtypen. Es konnte letztlich keine Korrelation zwischen einem bestimmten Frakturmodus und einem niedrigen oder hohen Haftwert nachgewiesen werden ($p = 0,368$).

Die Fraktur am Stift war im Rahmen dieser Untersuchung unerwünscht, weshalb die in Kapitel 6.3.3. beschriebene Vorbehandlung der Stahlspreader stattfand. Bei der fraktografischen Analyse ließ sich dieser Frakturmodus am wenigsten nachweisen. Die Effektivität des modifizierten Verfahrens nach Ebert et al. (2011) kann daher angenommen werden [57].

Die fraktografische Analyse ermöglichte allerdings keine Messung der Dicke der Zementschicht. Diese könnte jedoch einen Einfluss auf den Haftverbund haben. In einem Pull-Out-Versuch von Andreasi Bassi et al. (2017) konnten die höchsten Werte bei 100 μm erzielt werden [7]. Aufgrund des ähnlichen Testverfahrens und der damit verbundenen vergleichbaren Ergebnisse empfiehlt sich bei weiteren Studien die zusätzliche Analyse der Schichtdicke.

8.2.4 Einfluss der Temperatur

In der vorliegenden Untersuchung konnte kein signifikanter temperaturabhängiger Unterschied im Haftverbund des eingesetzten biokeramischen Sealers *CeraSeal* zum Kanalwanddentin ermittelt werden. Die Temperatur während der Wurzelkanalfüllung könnte jedoch Einfluss auf bestimmte Eigenschaften der Sealer haben. Eine Untersuchung von Qu et al. (2016) ergab beispielsweise, dass sich sowohl Abbindezeit, als auch Fließfähigkeit des biokeramischen Sealers *iRootSP* mit steigender Temperatur verringern. Ähnliche Tendenzen zeigten auch calciumhydroxid- und auf Portland-Zement basierende Sealer [162]. Die Haftwerte wurden jedoch in keiner dieser Studien gemessen, weshalb die Ergebnisse nicht in direkten Zusammenhang gebracht werden können. Eine verringerte Fließfähigkeit könnte jedoch beim Einbringen des Sealers, zum Beispiel in Bezug auf die Penetrationstiefe, von Bedeutung sein. Eine Studie von Camilleri (2015) kam außerdem zu dem Schluss, dass der untersuchte calciumsilikatbasierte Sealer bei höheren Temperaturen einen dicken Film bildet, weshalb er nicht mehr den standardisierten Anforderungen von 50 μm genügen und sich so nur für Kaltfüllmethoden eignen würde [28, 81]. Zwar konnte im Rahmen der vorliegenden Studie kein solcher Schluss

gezogen werden, allerdings wurde die Sealerschicht im Wurzelkanal nicht auf ihre Dicke analysiert. Dies kann als eine Einschränkung angesehen werden, da lediglich ein Wert gemessen, jedoch keine weiteren Eigenschaften in Abhängigkeit von der Temperatur analysiert wurden. Allerdings kann als ein Faktor der Beurteilung der Sealerschicht der Placement-Prozess herangezogen werden. Durch die Verwendung starrer Edelstahlstifte, welche hinsichtlich ihrer Größe kongruent zu den instrumentierten Wurzelkanälen waren, ließ diese Vorgehensweise nur wenig Spielraum. Das heißt, dass bei einem korrekten Einbringen auf Arbeitslänge auch eine sehr geringe Sealerschichtstärke resultieren musste, was in fast allen Proben auch der Fall war. Das regelmäßige Auftreten von Stiftzementierungen, die nicht die Arbeitslänge erreicht hätten, wäre somit ein Hinweis auf eine nicht optimale Passung gewesen, welche durch eine dickere Sealerschicht verursacht worden wäre.

In folgenden Untersuchungen wären die Analysen zu den Eigenschaften des Sealers interessant, um vollständige Rückschlüsse auf dessen Eignung für Heißfüllmethoden ziehen zu können.

Ferner ist zu berücksichtigen, dass die durch warme vertikale Kondensation entstandene Hitze sich *in vivo* auch auf das umliegende Gewebe übertragen kann [162]. Anhand der aktuellen Studienlage scheint dieser Effekt jedoch vernachlässigbar [73, 102].

9 Schlussfolgerungen

Für den Erfolg einer Wurzelkanalfüllung sind verschiedene Faktoren von Bedeutung. Zur Desinfektion und Aufbereitung des Kanalsystems stehen zahlreiche Spüllösungen zur Verfügung. Nach wie vor empfiehlt sich die kombinierte Anwendung von NaOCl und EDTA, mit einer Zwischenspülung von NaCl [71, 131, 158]. Die Abschlusspülung mit CHX wird von Kandaswamy et al. (2010) zusätzlich empfohlen [85]. Neben einer sorgfältigen Spülung und Aufbereitung ist vor allem die Technik zur definitiven Wurzelkanalfüllung relevant. Hierbei liefern moderne Warmfülltechniken die vielversprechendsten Ergebnisse [41, 120]. Die Erhöhung der Temperatur im Kanal kann sich jedoch auf die verwendeten Materialien auswirken. Vor allem Wurzelkanalsealer auf Epoxidharzbasis, wie *AH Plus*, zeigen signifikant geringere Haftwerte als biokeramische Sealer, sobald warme vertikale Kondensationstechniken zur Anwendung kommen [4]. Eine signifikante Verringerung oder Verbesserung der Haftwerte des biokeramischen Sealers *CeraSeal* konnte in dieser Studie nicht festgestellt werden. Dieser calciumsilikatbasierte Sealer zeigte keine temperaturabhängige Veränderung hinsichtlich seines Haftverbundes zum Kanalwanddentin. Auch bereits publizierte Untersuchungen mit anderen biokeramischen Sealern können diesen Effekt nicht bestätigen [28, 77]. Trotz kaum verfügbarer Studien zu dem hier untersuchten Material, scheint *CeraSeal* hinsichtlich des resultierenden Haftverbundes für Warmfülltechniken geeignet zu sein.

Bei Pull-Out-Versuchen empfiehlt sich außerdem die Abstrahlung der Stifte zur Erhöhung der Oberflächenrauigkeit. Auch die Analyse der resultierenden Sealerschichtstärke und der effektiven Haftfläche am Stift erscheint empfehlenswert. Dadurch könnten vergleichbare Haftwerte ermittelt und die Tendenzen bereits vorhandener Studien zuverlässig bestätigt oder abgelehnt werden. Interessant wäre die kumulative Wirkung der thermischen Effekte von Downpack und Backfill im Rahmen der klinischen Verwendung von Guttapercha. Die Ergebnisse solcher, bislang noch fehlender Studien, müssen dann zeigen, ob sie möglicherweise identisch zu den hier vorliegenden Werten sind oder ob ein thermischer Einfluss ermittelt werden könnte.

10 Literaturverzeichnis

1. Abreu RT, Monteiro JB, Abu-Hasna A, et al.: Bond strength of cemented fiber posts to teeth with simulated internal root resorption. *J Clin Exp Dent* 2020; 12(3): e277-e284
2. Addy M, Moran JM: Clinical indications for the use of chemical adjuncts to plaque control: chlorhexidine formulations. *Periodontol* 2000 1997; 15: 52-54
3. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA: Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int J Biomater* 2016; ePub
4. Al-Hiyasat AS, Alfirjani SA: The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Dent* 2019; 89: ePub
5. Almaimouni YK, Hamid SK, Ilyas K, Shah AT, Majeed A, Khan AS: Structural, fluoride release, and 3D interfacial adhesion analysis of bioactive endodontic sealers. *Dent Mater J* 2020; 39(3): 483-489
6. Almeida Barbosa M, de Oliveira KV, Dos Santos VR, et al.: Effect of Vehicle and Agitation Methods on the Penetration of Calcium Hydroxide Paste in the Dentinal Tubules. *J Endod* 2020; 46(7): 980-986
7. Andreasi Bassi M, Lauritano D, Brizzi M, Andrisani C, Lico S, Candonetto V: Cement layer thickness and shear stress resistance in cylindrical dowel spaces: pull-out test. *Oral Implantol (Rome)* 2017; 10(4): 439-447
8. Antony DP, Thomas T, Nivedhitha MS: Two-dimensional Periapical, Panoramic Radiography Versus Three-dimensional Cone-beam Computed Tomography in the Detection of Periapical Lesion After Endodontic Treatment: A Systematic Review. *Cureus* 2020; 12(4): ePub
9. Arias-Moliz MT, Ferrer-Luque CM, Espigares-García M, Baca P: Enterococcus faecalis biofilms eradication by root canal irrigants. *J Endod* 2009; 35(5): 711-714
10. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF: Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res* 2012; 91(5): 454-459
11. Ayhan H, Sultan N, Cirak M, Ruhi MZ, Bodur H: Antimicrobial effects of various endodontic irrigants on selected microorganisms. *Int Endod J* 1999; 32(2): 99-102
12. Baldasso FER, Roleto L, Silva VDD, Morgental RD, Kopper PMP: Effect of final irrigation protocols on microhardness reduction and erosion of root canal dentin. *Braz Oral Res* 2017; 31: e40

13. Ballal NV, Ulusoy Öİ, Rao S, Gandhi P: The efficacy of different irrigation protocols in removing tricalcium silicate-based sealers from simulated root canal irregularities. *Microsc Res Tech* 2019; 82(11): 1862-1868
14. Banphakarn N, Yanpiset K, Banomyong D: Shear bond strengths of calcium silicate-based sealer to dentin and calcium silicate-impregnated gutta-percha. *J Investig Clin Dent* 2019; 10(4): ePub
15. Basir L, Khanehmasjedi M, Khosravi A, Ansarifard S: Investigating The Antimicrobial Activity Of Different Root Canal Filling Pastes In Deciduous Teeth. *Clin Cosmet Investig Dent* 2019; 11: 321-326
16. Baumgartner JC, Brown CM, Mader CL, Peters DD, Shulman JD: A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. *J Endod* 1984; 10(11): 525-531
17. Baumgartner JC, Mader CL: A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod* 1987; 13(4): 147-157
18. Best M, Springthorpe VS, Sattar SA: Feasibility of a combined carrier test for disinfectants: studies with a mixture of five types of microorganisms. *Am J Infect Control* 1994; 22(3): 152-162
19. Bhandi S, Mashyakhy M, Abumelha AS, et al.: Complete Obturation-Cold Lateral Condensation vs. Thermoplastic Techniques: A Systematic Review of Micro-CT Studies. *Materials (Basel)* 2021; 14(14): 4013-4028
20. Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G: Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? *Clin Oral Investig* 2014; 18(3): 927-934
21. Bordea IR, Hanna R, Chiniforush N, et al.: Evaluation of the outcome of various laser therapy applications in root canal disinfection: A systematic review. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2020; 29: ePub
22. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH: Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003; 19(3): 199-205
23. Brichko J, Burrow MF, Parashos P: Design Variability of the Push-out Bond Test in Endodontic Research: A Systematic Review. *J Endod* 2018; 44(8): 1237-1245
24. Bullard JW, Jennings HM, Livingston RA, et al.: Mechanisms of cement hydration. *Cem Concr Res* 2011; 41(12): 1208-1223

25. Buurma HA, Buurma BJ: The effect of smear layer on bacterial penetration through roots obturated using zinc oxide eugenol-based sealer. *BMC Oral Health* 2020; 20(1): 88
26. Brüsehaber, M: Die chemische Wurzelkanalaufbereitung – Teil 2. ZMK 2010
27. Byström A, Sundqvist G: Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55(3): 307-312
28. Camilleri J: Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *J Endod* 2015; 41(1): 72-78
29. Camilleri J, Laurent P, About I: Hydration of Biodentine, Theracal LC, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. *J Endod* 2014; 40(11): 1846-1854
30. Candeiro GT, Correia FC, Duarte MA, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G: Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *J Endod* 2012; 38(6): 842-845
31. Candeiro GTM, Moura-Netto C, D'Almeida-Couto RS, et al.: Cytotoxicity, genotoxicity and antibacterial effectiveness of a bioceramic endodontic sealer. *Int Endod J* 2016; 49(9): 858-864
32. Carvalho CN, Grazziotin-Soares R, de Miranda Candeiro GT, et al.: Micro Push-out Bond Strength and Bioactivity Analysis of a Bioceramic Root Canal Sealer. *Iran Endod J* 2017; 12(3): 343-348
33. Carvalho MFF, Yamauti M, Magalhães CS, Bicalho AA, Soares CJ, Moreira AN: Effect of ethanol-wet bonding on porosity and retention of fiberglass post to root dentin. *Braz Oral Res* 2020; 34: e020
34. Çetinkaya Ý, Bodrumlu E, Koçak MM, Koçak S, Sağlam BC, Türker SA: Effect of modified NaOCl irrigation solution on bond strength of bioceramic-based root canal sealer to dentin. *Indian J Dent Res* 2020; 31(4): 574-578
35. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP: Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod* 2013; 39(2): 283-287
36. Chopra V, Davis G, Baysan A: Physico-Chemical Properties of Calcium-Silicate vs. Resin Based Sealers-A Systematic Review and Meta-Analysis of Laboratory-Based Studies. *Materials (Basel)* 2021; 15(1): 229
37. Christofzik DW: Biokeramische Sealer für Einstift-Technik. *Dental Magazin* 2020; ePub
38. Clarkson RM, Moule AJ: Sodium hypochlorite and its use as an endodontic irrigant. *Aust Dent J* 1998; 43(4): 250-256

39. Clinton K, Van Himel T: Comparison of a warm gutta-percha obturation technique and lateral condensation. *J Endod* 2001; 27(11): 692-695
40. Collares FM, Portella FF, Rodrigues SB, Celeste RK, Leitune VCB, Samuel SMW: The influence of methodological variables on the push-out resistance to dislodgement of root filling materials: a meta-regression analysis. *Int Endod J* 2016; 49(9): 836-849
41. Collins J, Walker MP, Kulild J, Lee C: A comparison of three gutta-percha obturation techniques to replicate canal irregularities. *J Endod* 2006; 32(8): 762-765
42. Colombo M, Poggio C, Dagna A, et al.: Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers. *J Clin Exp Dent* 2018; 10(2): e120-e126
43. Dabuleanu M: Pulpitis (reversible/irreversible). *J Can Dent Assoc* 2013; 79: d90
44. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M: The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007; 98(3): 193-198
45. Darcey J, Jawad S, Taylor C, Roudsari RV, Hunter M: Modern Endodontic Principles Part 4: Irrigation. *Dent Update* 2016; 43(1): 20-2, 25-6, 28-30
46. Dasari L, Anwarullah A, Mandava J, Konagala RK, Karumuri S, Chellapilla PK: Influence of obturation technique on penetration depth and adaptation of a bioceramic root canal sealer. *J Conserv Dent* 2020; 23(5): 505-511
47. Deitch AK, Liewehr FR, West LA, Patton WR: A comparison of fill density obtained by supplementing cold lateral condensation with ultrasonic condensation. *J Endod* 2002; 28(9): 665-667
48. DeLong C, He J, Woodmansey KF. The effect of obturation technique on the push-out bond strength of calcium silicate sealers. *J Endod* 2015; 41(3): 385-388
49. Desai S, Chandler N: Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *J Endod* 2009; 35(4): 475-480
50. Dioguardi M, Gioia GD, Illuzzi G, Laneve E, Cocco A, Troiano G: Endodontic irrigants: Different methods to improve efficacy and related problems. *Eur J Dent* 2018; 12(3): 459-466
51. Dong W, Chen R, Lin YT, Huang ZX, Bao GJ, He XY: A novel zinc oxide eugenol modified by polyhexamethylene biguanide: Physical and antimicrobial properties. *Dent Mater J* 2020; 39(2): 200-205

52. Donnermeyer D, Dornseifer P, Schäfer E, Dammaschke T: The push-out bond strength of calcium silicate-based endodontic sealers. *Head Face Med* 2018; 14(1): 13
53. Donnermeyer D, Urban K, Bürklein S, Schäfer E: Physico-chemical investigation of endodontic sealers exposed to simulated intracanal heat application: epoxy resins and zinc oxide-eugenols. *Int Endod J* 2020; 53(5): 690-697
54. Duarte PHM, da Silva PB, Rosa RAD, et al.: Effect of ethanol on the antimicrobial properties of chlorhexidine over oral biofilm. *Microsc Res Tech* 2018; 81(4): 408-412
55. Dubok VA: Bioceramics - Yesterday, Today, Tomorrow. *Powder Metal Met Ceram* 2000; 39: 381-394
56. Dutner J, Mines P, Anderson A: Irrigation trends among American Association of Endodontists members: a web-based survey. *J Endod* 2012; 38(1): 37-40
57. Ebert J, Leyer A, Günther O, et al.: Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *J Endod* 2011; 37(11): 1558-1561
58. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE: Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 1970; 49(6): 1359-1368
59. Estrela C, Estrela CR, Barbin EL, Spanó JC, Marchesan MA, Pécora JD: Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J* 2002; 13(2): 113-117
60. Fernández R, Restrepo JS, Aristizábal DC, Álvarez LG: Evaluation of the filling ability of artificial lateral canals using calcium silicate-based and epoxy resin-based endodontic sealers and two gutta-percha filling techniques. *Int Endod J* 2016; 49(4): 365-373
61. Ferraz CC, Gomes BP, Zaia AA, Teixeira FB, Souza-Filho FJ: In vitro assessment of the antimicrobial action and the mechanical ability of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant. *J Endod* 2001; 27(7): 452-455
62. Figdor D, Sundqvist G: A big role for the very small--understanding the endodontic microbial flora. *Aust Dent J* 2007; 52(1): 38-51
63. Galhano G, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA: Comparison of resin push-out strength to root dentin of bovine- and human-teeth. *Indian J Dent Res* 2009; 20(3): 332-336
64. Garberoglio R, Becce C: Smear layer removal by root canal irrigants. A comparative scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78(3): 359-367

65. Gemmell A, Stone S, Edwards D: Investigating acute management of irreversible pulpitis: a survey of general dental practitioners in North East England. *Br Dent J* 2020; 228(7): 521-526
66. Geurtsen W, Leinenbach F, Krage T, Leyhausen G: Cytotoxicity of four root canal sealers in permanent 3T3 cells and primary human periodontal ligament fibroblast cultures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85(5): 592-597
67. Gomes BPFA, Herrera DR: Etiologic role of root canal infection in apical periodontitis and its relationship with clinical symptomatology. *Braz Oral Res* 2018; 32(1): e69
68. Gomes BP, Vianna ME, Zaia AA, Almeida JF, Souza-Filho FJ, Ferraz CC: Chlorhexidine in endodontics. *Braz Dent J* 2013; 24(2): 89-102
69. Goodman A, Schilder H, Aldrich W: The thermomechanical properties of gutta-percha. II. The history and molecular chemistry of gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 37(6): 954-961
70. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, et al.: The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004; 112(4): 353-361
71. Grawehr M, Sener B, Waltimo T, Zehnder M: Interactions of ethylenediamine tetraacetic acid with sodium hypochlorite in aqueous solutions. *Int Endod J* 2003; 36(6): 411-417
72. Gulabivala K, Holt R, Long B: An in vitro comparison of thermoplastified gutta-percha obturation techniques with cold lateral condensation. *Endod Dent Traumatol* 1998; 14(6): 262-269
73. Gutmann JL, Rakusin H, Powe R, Bowles WH: Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part II. In vivo response to heat levels generated. *J Endod* 1987; 13(9): 441-448
74. Görduysus M, Tuncel B, Nağaç E, et al.: Antimicrobial Effects of Various Endodontic Irrigants on Selected Microorganisms. *J Clin Dent Res* 2011; 35(1): 41-46
75. Haapasalo M, Shen Y, Qian W, Gao Y: Irrigation in endodontics. *Dent Clin North Am* 2010; 54(2): 291-312
76. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y: Irrigation in endodontics. *Br Dent J* 2014; 216(6): 299-303
77. Hadis M, Camilleri J: Characterization of heat resistant hydraulic sealer for warm vertical obturation. *Dent Mater* 2020; 36(9): 1183-1189

78. Han L, Okiji T: Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J* 2011; 44(12): 1081-1087
79. Heling B, Shapiro S, Sciaky I: An in vitro comparison of the amount of calcium removed by the disodium salt of EDTA and hydrochloric acid during endodontic procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19: 531-533
80. Hench LL: Bioceramics: From Concept to Clinic. *J Am Ceram Soc* 1991; 74(7): 1487-1510
81. International Organization of Standardization for Root canal sealing materials: ISO 6876; London, UK: British Standards Institution 2012
82. Jafari F, Jafari S: Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: A review article. *J Clin Exp Dent* 2017; 9(10): e1249-e1255
83. Jardim Del Monaco R, Tavares de Oliveira M, de Lima AF, et al.: Influence of Nd:YAG laser on the penetration of a bioceramic root canal sealer into dentinal tubules: A confocal analysis. *PLoS One* 2018; 13(8): ePub
84. Jones CG: Chlorhexidine: is it still the gold standard? *Periodontol* 2000 1997; 15: 55-62
85. Kandaswamy D, Venkateshbabu N: Root canal irrigants. *J Conserv Dent* 2010; 13(4): 256-264
86. Karatekin AÖ, Keleş A, Gençoğlu N: Comparison of continuous wave and cold lateral condensation filling techniques in 3D printed simulated C-shape canals instrumented with Reciproc Blue or Hyflex EDM. *PLoS One* 2019; 14(11): ePub
87. Kaur A, Shah N, Logani A, Mishra N: Biototoxicity of commonly used root canal sealers: A meta-analysis. *J Conserv Dent* 2015; 18(2): 83-88
88. Kim SR, Yum J, Park JK, Hur B, Kim HC: Comparison of push-out bond strength of post according to cement application methods. *J Korean Acad Conserv Dent* 2010; 35(6): 479-485
89. Koch AT, Binus SM, Holzschuh B, Petschelt A, Powers JM, Berthold C: Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss - influence of post surface design on pull-out bond strength of fiber-reinforced composite posts. *Dent Traumatol* 2014; 30(4): 270-279
90. Koch K, Brave D: A new day has dawned: the increased use of bioceramics in endodontics. *Dentaltown* 2009; 10: 39-43
91. Komabayashi T, Ahn C, Zhang S, Zhu Q, Spångberg LS: Chronologic comparison of root dentin moisture in extracted human teeth stored in

- formalin, sodium azide, and distilled water. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108(1): e50-e54
92. Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y: Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dent Mater J* 2020; 39(5): 703-720
 93. Komet Dental: Broschüre KometBioSeal www.kometdental.de [Online]. 2022 (10014561.pdf). 1-8
 94. Krajczár K, Varga E, Marada G, Jeges S, Tóth V: Comparison of working length control consistency between hand K-files and Mtwo NiTi rotary system. *J Clin Exp Dent* 2016; 8(2): e136-e140
 95. Kuruvilla JR, Kamath MP: Antimicrobial activity of 2.5% sodium hypochlorite and 0.2% chlorhexidine gluconate separately and combined, as endodontic irrigants. *J Endod* 1998; 24(7): 472-476
 96. Lam May Chung JA, Gulabivala K: Influence of storage conditions of extracted teeth on dentine removal by a standardised method of filing. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12(1): 25-32
 97. Leyhausen G, Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Geurtsen W: Genotoxicity and cytotoxicity of the epoxy resin-based root canal sealer AH plus. *J Endod* 1999; 25(2): 109-113
 98. Lim M, Jung C, Shin DH, Cho YB, Song M: Calcium silicate-based root canal sealers: a literature review. *Restor Dent Endod* 2020; 45(3): e35
 99. Lin GSS, Ghani NRNA, Noorani TY, Ismail NH, Mamat N: Dislodgement resistance and adhesive pattern of different endodontic sealers to dentine wall after artificial ageing: an in-vitro study. *Odontology* 2021; 109(1): 149-156
 100. Lin LM, Skribner JE, Gaengler P: Factors associated with endodontic treatment failures. *J Endod* 1992; 18(12): 625-627
 101. Lins RBE, Cordeiro JM, Rangel CP, Antunes TBM, Martins LRM: The effect of individualization of fiberglass posts using bulk-fill resin-based composites on cementation: an *in vitro* study. *Restor Dent Endod* 2019; 44(4): e37
 102. Lipski M, Woźniak K, Lichota D, Nowicka A: Root surface temperature rise of mandibular first molar during root canal filling with high-temperature thermoplasticized Gutta-Percha in the dog. *Pol J Vet Sci* 2011; 14(4): 591-595
 103. Løe H, Schiott CR: The effect of mouthrinses and topical application of chlorhexidine on the development of dental plaque and gingivitis in man. *J Periodontal Res* 1970; 5(2): 79-83

104. Lone MM, Khan FR: Evaluation Of Micro Leakage Of Root Canals Filled With Different Obturation Techniques: An In Vitro Study. *J Ayub Med Coll Abbottabad* 2018; 30(1): 35-39
105. Lopes FC, Roperto R, Akkus A, de Queiroz AM, Francisco de Oliveira H, Sousa-Neto MD: Effect of carbodiimide and chlorhexidine on the bond strength longevity of resin cement to root dentine after radiation therapy. *Int Endod J* 2020; 53(4): 539-552
106. López-García S, Myong-Hyun B, Lozano A, et al: Cytocompatibility, bioactivity potential, and ion release of three premixed calcium silicate-based sealers. *Clin Oral Investig* 2020; 24(5):1749-1759
107. Maischberger C, Liebermann A, Stawarczyk B: The Effect of Hemostatic Agents on the Retention Strength of Zirconia Crowns Luted to Dentin Abutments. *Materials (Basel)* 2019; 12(6): 979
108. Malka VB, Hochscheidt GL, Larentis NL, Grecca FS, Fontanella VR, Kopper PM: A new in vitro method to evaluate radio-opacity of endodontic sealers. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44(5): ePub
109. Marín-Bauza GA, Silva-Sousa YT, da Cunha SA, et al.: Physicochemical properties of endodontic sealers of different bases. *J Appl Oral Sci* 2012; 20(4): 455-461
110. Mellberg JR: Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ. *J Dent Res* 1992; 71: 913-919
111. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H: Effect of pre-test storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 2010; 104(2): 92-97
112. Mohammadi Z, Dummer PM: Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *Int Endod J* 2011; 44(8): 697-730
113. Monaghan L, Jadun S, Darcey J: Endodontic microsurgery. Part one: diagnosis, patient selection and prognoses. *Br Dent J* 2019; 226(12): 940-948
114. Morago A, Ruiz-Linares M, Ferrer-Luque CM, Baca P, Rodríguez Archilla A, Arias-Moliz MT: Dentine tubule disinfection by different irrigation protocols. *Microsc Res Tech* 2019; 82(5): 558-563
115. Muralles-Andrade M, Carreón-Aguiñaga N, Gaitán-Fonseca C, Pozos-Guillén A, Flores H: Age-related Variations at the Cementodentinal Junction: An Ex Vivo Study. *P R Health Sci J* 2021; 40(2): 75-80
116. Mushashe AM, Amaral RO, Rezende CE, Filho FB, Cunha LF, Gonzaga CC: Effect of Sonic Vibrations on Bond Strength of Fiberglass Posts Bonded to Root Dentine. *Braz Dent J* 2017; 28(1): 30-34

117. Nagas E, Altundasar E, Serper A: The effect of master point taper on bond strength and apical sealing ability of different root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107(1): e61-e64
118. Nair PN: On the causes of persistent apical periodontitis: a review. *Int Endod J* 2006; 39(4): 249-281
119. Naseri M, Kangarlou A, Khavid A, Goodini M: Evaluation of the quality of four root canal obturation techniques using micro-computed tomography. *Iran Endod J* 2013; 8(3): 89-93
120. Neuhaus KW, Schick A, Lussi A: Apical filling characteristics of carrier-based techniques vs. single cone technique in curved root canals. *Clin Oral Investig* 2016; 20(7): 1631-1637
121. Ng YL, Mann V, Gulabivala K: Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. *Int Endod J* 2010; 43(3): 171-189
122. Nunes VH, Silva RG, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT: Adhesion of Epiphany and AH Plus sealers to human root dentin treated with different solutions. *Braz Dent J* 2008; 19(1): 46-50
123. Oliveira KV, Silva BMD, Leonardi DP, et al.: Effectiveness of different final irrigation techniques and placement of endo-dontic sealer into dentinal tubules. *Braz Oral Res* 2017; 31: e114.
124. Ozbay Y, Erdemir A: Effect of several laser systems on removal of smear layer with a variety of irrigation solutions. *Microsc Res Tech* 2018; 81(10): 1214-1222
125. Park MG, Kim IR, Kim HJ, Kwak SW, Kim HC. Physicochemical properties and cytocompatibility of newly developed calcium silicate-based sealers. *Aust Endod J* 2021; 47(3): 512-519
126. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al.: The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; 1(4): 299-309
127. Pashley EL, Birdsong NL, Bowman K, Pashley DH: Cytotoxic effects of NaOCl on vital tissue. *J Endod* 1985; 11(12): 525-528
128. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH: Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 1988; 67(2): 467-470
129. Patri G, Agrawal P, Anushree N, Arora S, Kunjappu JJ, Shamsuddin SV: A Scanning Electron Microscope Analysis of Sealing Potential and Marginal Adaptation of Different Root Canal Sealers to Dentin: An *In Vitro* study. *J Contemp Dent Pract* 2020; 21(1): 73-77

130. Patterson SS: In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1963; 16: 83-103
131. Pérez-Heredia M, Ferrer-Luque CM, González-Rodríguez MP: The effectiveness of different acid irrigating solutions in root canal cleaning after hand and rotary instrumentation. *J Endod* 2006; 32(10): 993-997
132. Prada I, Micó-Muñoz P, Giner-Lluesma T, Micó-Martínez P, Muwaquet-Rodríguez S, Albero-Monteagudo A: Update of the therapeutic planning of irrigation and intracanal medication in root canal treatment. A literature review. *J Clin Exp Dent* 2019; 11(2): e185-193
133. Prado NA, Ferreira Rde S, Maurício MH, Paciornik S, de Miranda MS: Influence of the Cement Film Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts Cemented in Human Root Canals. *Int J Dent* 2016; ePub
134. Qi T, Zhou W, Liu X, Wang Q, Zhang S: Predictive Hydration Model of Portland Cement and Its Main Minerals Based on Dissolution Theory and Water Diffusion Theory. *Materials (Basel)* 2021; 14(3): 595
135. Qu W, Bai W, Liang YH, Gao XJ: Influence of Warm Vertical Compaction Technique on Physical Properties of Root Canal Sealers. *J Endod* 2016; 42(12): 1829-1833
136. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P: Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2017; 51(3): 128-137
137. Reeh ES, Messer HH: Long-term paresthesia following inadvertent forcing of sodium hypochlorite through perforation in maxillary incisor. *Dent Traumatol* 1989 5(4): 200-203
138. Riquelme MJ, Schnake VC, Araya P, et al.: Water and Physiological Saline to Prevent the Formation of P-Chloroaniline. *Int J Odontostomatol* 2015; 9(3): 399-404
139. Sagsen B, Ustün Y, Demirbuga S, Pala K: Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *Int Endod J* 2011; 44(12): 1088-1091
140. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M: The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev* 2020; 56(1): 24-31
141. Schilder H: Filling root canals in three dimensions. 1967. *J Endod* 2006; 32(4): 281-290
142. Schilder H, Goodman A, Aldrich W: The thermomechanical properties of gutta-percha. 3. Determination of phase transition temperatures for gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 38(1): 109-114

143. Şen BH, Safavi KE, Spångberg LS: Antifungal effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine in root canals. *J Endod* 1999; 25(4): 235-238
144. Silva LABD, Lopes ZMS, Sá RC, et al.: Comparison of apical periodontitis repair in endodontic treatment with calcium hydroxide-dressing and aPDT. *Braz Oral Res* 2019; 33: e092
145. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P: Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent* 2014; 17(5): 420-426
146. Song W, Li S, Tang Q, Chen L, Yuan Z: *In vitro* biocompatibility and bioactivity of calcium silicate-based bioceramics in endodontics (Review). *Int J Mol Med* 2021; 48(1): 128
147. Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V: Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. *Aust Endod J* 2007; 33(2): 73-81
148. Spangberg L, Langeland K: Biologic effects of dental materials. 1. Toxicity of root canal filling materials on HeLa cells in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973; 35(3): 402-414
149. Spångberg LS, Barbosa SV, Lavigne GD: AH 26 releases formaldehyde. *J Endod* 1993; 19(12): 596-598
150. Sreedev CP, Raju I, Kumaravadivel K, Mathew S, Thangavel B, Natesan Thangaraj D: Influence of Different Types of Root Canal Irrigation Regimen on Resin-based Sealer Penetration and Pushout Bond Strength. *Cureus* 2020; 12(4): ePub
151. Stevens RW, Strother JM, McClanahan SB: Leakage and sealer penetration in smear-free dentin after a final rinse with 95% ethanol. *J Endod* 2006; 32(8): 785-788
152. Stewart G, Cobe H, Rappaport H: A study of a new medicament in the chemomechanical preparation of infected root canals. *J Am Dent Assoc* 1961; 63(1): 33-37
153. Sudsangiam S, van Noort R: Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1999; 1(1): 57-67
154. Talati A, Moradi S, Forghani M, Monajemzadeh A: Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in curved root canals. *Iran Endod J* 2013; 8(2): 55-58
155. Tang RT, Li XH, Yu JL, Feng L, Gao XJ: Evaluation of microtensile bond strength between resin composite and glass ceramic. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban* 2020; 52(4): 755-761

156. Taşdemir T, Er K, Çelik D, et al.: Bond strength of calcium silicate-based sealers to dentine dried with different techniques. *Med Princ Pract* 2014; 23(4): 373-376
157. Tedesco M, Chain MC, Felipe WT, et al.: Correlation between Bond Strength to Dentin and Sealers Penetration by Push-Out Test and CLSM Analysis. *Braz Dent J* 2019; 30(6): 555-562
158. Teixeira CS, Felipe MC, Felipe WT: The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis. *Int Endod J* 2005; 38(5): 285-290
159. Thiruvankadam G, Asokan S, John B, Priya PG: Effect of 95% Ethanol as a Final Irrigant before Root Canal Obturation in Primary Teeth: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent* 2016; 9(1): 21-24
160. Ulgey M, Zan R, Hubbezoglu I, Gorler O, Uysalcan G, Cotur F: Effect of different laser types on bonding strength of CAD/CAM-customized zirconia post to root canal dentin: an experimental study. *Lasers Med Sci* 2020; 35(6): 1385-1392
161. Verma R, Ganguly S: *Biokeramik in der endodontie*. Verlag Unser Wissen, Darmstadt 2021
162. Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Camilleri J: Investigation of the effect of sealer use on the heat generated at the external root surface during root canal obturation using warm vertical compaction technique with System B heat source. *J Endod* 2014; 40(4): 555-561
163. Vineeta N, Singh V, Makkar S.: Anti microbial activity of dimercaptosuccinic acid (DMSA): a new chelating agent. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2001; 19(4): 160-163
164. Violich DR, Chandler NP: The smear layer in endodontics - a review. *Int Endod J* 2010; 43(1): 2-15
165. Wagner MH, da Rosa RA, de Figueiredo JAP, Duarte MAH, Pereira JR, Só MVR: Final irrigation protocols may affect intraradicular dentin ultrastructure. *Clin Oral Investig* 2017; 21(7): 2173-2182
166. Webber MB, Michida SM, Marson FC, de Oliveira GC, Silva Cde O: Analysis of bond strength by pull out test on fiber glass posts cemented in different lengths. *J Int Oral Health* 2015; 7(4): 7-12
167. Wilson AD, Mesley RJ: Zinc oxide-eugenol cements. 3. Infrared spectroscopic studies. *J Dent Res* 1972; 51(6): 1581-1588
168. Wilson AD, Mesley RJ: Chemical nature of cementing matrixes of cements formed from zinc oxide and 2-ethoxybenzoic acid-eugenol liquids. *J Dent Res* 1974; 53(1): 146

169. Yassen GH, Platt JA, Hara AT: Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 2011; 53(3): 273-282
170. Yeter KY, Gunes B, Terlemez A, Seker E: The effect of nonthermal plasma on the push-out bond strength of two different root canal sealers. *Niger J Clin Pract* 2020; 23(6): 811-816
171. Zamany A, Safavi K, Spångberg LS: The effect of chlorhexidine as an endodontic disinfectant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96(5): 578-581
172. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M: Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *J Endod* 2009; 35(7): 1051-1055
173. Zhang W, Li Z, Peng B: Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107(6): e79-e82
174. Zhekov KI, Stefanova VP: Retreatability of Bioceramic Endodontic Sealers: a Review. *Folia Med (Plovdiv)* 2020; 62(2): 258-264
175. Zmener O, Pameijer CH, Serrano SA, Vidueira M, Macchi RL: Significance of moist root canal dentin with the use of methacrylate-based endodontic sealers: an in vitro coronal dye leakage study. *J Endod* 2008; 34(1): 76-79

11 Anhang

Materialliste

Material/Gerät	Hersteller/ Herstellungsort	Technische Daten
Künstlicher Speichel (0,9 % isotonische Kochsalzlösung und 0,001 % Natriumazid)	Wissenschaftliches Labor Zahnklinik, PUM, Deutschland	
Universalscaler SH 6/7	HuFriedy, Frankfurt am Main, Deutschland	
rotes Winkelstück <i>INTRAmatic 24LN</i>	KaVo, Biberach, Deutschland	40.000 U/min
konischer Diamantbohrer REF: 6856314018	Komet Dental, Lemgo, Deutschland	
Messlehre	VDW, München, Deutschland	
Sandpapier <i>Workzone G80/K80</i>	WALTER, Salzburg, Österreich	
C-Pilot-Feilen ISO 06,08,10,15,20 21 mm	VDW, München, Deutschland	Länge 21 mm, ISO 06
K-Pilot-Feile ISO 20 25 mm	VDW, München, Deutschland	
<i>F360</i> Feilen ISO 25,35,45 25 mm	Komet Dental, Lemgo, Deutschland	
Endomotor <i>Endo IT professional</i>	VDW, München, Deutschland	MTW 20/60 gelb 300 UPM 180 g cm
Aqua dest. Ampuwa Spüllösung	Fresenius Kabi, Bad Homburg, Deutschland	
<i>BioRace</i> -Feilen <i>BR1, BR5, BR7</i> ISO 15,40,60 25 mm	FKG, La Chaux-de-Fonds, Schweiz	
Stahlspreader ISO 60	Komet Dental, Dental Braseler, Lemgo, Deutschland	
Thermoschrank U25	Memmert, Schwabach, Deutschland	
Natriumhypochlorit 3%	SPEIKO, Bielefeld, Deutschland	
EDTA 16%	Apotheke des UKGMs, Marburg, Deutschland	

<i>CeraSeal</i> Ch.-B: 8 806387 894124	Meta Biomed, Mühlheim an der Ruhr, Deutschland	Radioopazität: 8 mm Härtezeit: 3,5 h pH: 12,73
Multipoint Kombistrahler	Schütz-Dental, Rosbach vor der Höhe, Deutschland	
STERI-SAFEpro Bohrerständler	Busch, Engelskirchen, Deutschland	
Lentulo Gr.: L	VDW, München, Deutschland	500 U/min
Vliesstoffkompressen	Medicomp, Ludwigshafen, Deutschland	
Eppendorf-Reaktionsgefäße	Eppendorf AG, Hamburg, Deutschland	Fassung: 1,5 ml
Papierspitzen Roeko ISO 60	Coltène/Whaledent AG, Langenau, Deutschland	
Schaumstoffpellets Gr.: 8 mm	Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland	
Universalprüfmaschine <i>Zwick1120</i>	ZwickRoell, Ulm, Deutschland	Prüfkraft: 0,2 N Geschwindigkeit: 2 mm/min
Röntgenröhre <i>Sirona D3507</i>	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	
Röntgenscanner <i>Vistascan Miniview</i>	Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Deutschland	
Röntgensoftware: <i>DBS Win 5</i>	Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Deutschland	
Software <i>testXpert II</i>	ZwickRoell, Ulm, Deutschland	

12 Danksagung

Ich möchte hiermit allen Personen, die mich im Entstehungsprozess der Arbeit unterstützt haben, herzlich danken.

Zuerst danke ich meinem Doktorvater Priv. Doz. Dr. Matthias J. Roggendorf, der mir während des praktischen Teils jederzeit engagiert und hilfsbereit zur Seite stand und stets zum perfekten Zeitpunkt die passenden Materialien parat hatte. Auch darüber hinaus hat er wesentlich zum erfolgreichen Abschluss der Arbeit beigetragen.

Weiterhin möchte ich Prof. Dr. Roland Frankenberger dafür danken, dass ich in seiner Poliklinik die praktischen Untersuchungen für die Dissertation durchführen und damit den Grundstein für die vorliegende Arbeit legen konnte.

Zudem danke ich Dr. Franz-Josef Faber, dem Studienkoordinator und Leiter der Werkstoffkunde der Universität zu Köln dafür, dass ich in der dortigen Zahnklinik die Analysen der Spreaderstifte durchführen durfte.

Außerdem danke ich meinen Familienmitgliedern, die sich für mich in die Fachbegriffe der Zahnmedizin einarbeiteten und mich im Prozess der Arbeit immer wieder motivierten und unterstützen.

Besonders möchte ich auch meiner Kommilitonin und Freundin Katrin danken, die mir die zahlreichen Stunden im Labor und am PC auf humorvolle Weise versüßen konnte.

Meinem Freund Chong Bin danke ich sowohl für seine fachlichen Ratschläge als auch die liebevolle Motivation während der Fertigstellung dieser Arbeit.

13 Verzeichnis der akademischen Lehrenden

Meine akademischen Lehrenden an der Philipps-Universität Marburg waren:

Arweiler, Ausschill, Braun, Feuser, Frankenberger, Gente, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mengel, Milani, Moll, Neff, Neumüller, Pieper, Roggendorf, Wrocklage