

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-,
MUND- UND KIEFERHEILKUNDE

Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Korbmacher-Steiner
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
Abteilung für Zahnerhaltungskunde

**Temperatureinfluss auf den Haftverbund des
Calciumsalicylat-Sealers *Apexit Plus*
zum Kanalwanddentin**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

**Katrin Susanne Nesime Christine Bondorf
geb. Witte**

aus Herrenberg

Marburg, 2023

Angenommen vom Fachbereich Medizin

der Philipps-Universität Marburg am: 13.07.2023

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereiches

Dekanin: Frau Prof. Dr. D. Hilfiker-Kleiner

Referent: Herr PD Dr. M. Roggendorf

Korreferent: Herr Prof. Dr. R. Mengel

An meine Eltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Abkürzungsverzeichnis	1
2	Abbildungsverzeichnis	2
3	Tabellenverzeichnis	3
4	Zusammenfassung	4
4.1	Hintergrund und Ziele	4
4.2	Material und Methode	4
4.3	Ergebnisse	5
4.4	Schlussfolgerungen	5
5	Summary	6
5.1	Objektives	6
5.2	Materials and Methods	6
5.3	Results	7
5.4	Conclusions	7
6	Einleitung	8
7	Literatur	10
7.1	Wurzelkanalfüllpasten	10
7.1.1	Sealer auf Calciumsalicylat-Basis	11
7.1.2	Sealer auf Epoxidharz-Basis	13
7.1.3	Sealer auf Glasionomerbasis	13
7.1.4	Sealer auf Silikonbasis	14
7.1.5	Sealer auf Zinkoxid-Eugenol-Basis	14
7.2	Endodontische Spüllösungen	15
7.2.1	Natriumhypochlorit	16
7.2.2	Chlorhexidindigluconat	18
7.2.3	Ethylendiamintetraacetat	19
7.2.4	Alkohol	20

7.2.5	Destilliertes Wasser.....	20
7.3	Fülltechniken	21
7.3.1	Kaltfülltechnik	21
7.3.2	Warmfülltechnik.....	21
8	Fragestellung	23
9	Material und Methoden	24
9.1	Versuchsdesign	24
9.2	Temperaturprotokolle	25
9.3	Versuchsdurchführung	25
9.3.1	Vorbereitung.....	25
9.3.2	Aufbereitung	27
9.3.3	Füllung.....	28
9.3.4	Pull-Out-Verfahren	30
9.3.5	Analyseverfahren	30
9.4	Auswertung.....	31
9.4.1	Auswertung der Resultate der Zugprüfmaschine	31
9.4.2	Fraktographische Analyse der Spreader.....	34
10	Ergebnisse	36
10.1	Ergebnisse der Zugprüfmaschine.....	36
10.2	Statistische Auswertung der Werte	37
10.3	Ergebnisse der Frakturmodi	38
10.4	Zusammenfassung	42
11	Diskussion	44
11.1	Diskussion der Ergebnisse	44
11.1.1	Vergleich der Haftwerte.....	44
11.1.2	Vergleich der Frakturmodi	46
11.2	Diskussion der Methodik	46
11.2.1	Auswahl der Zähne	46
11.2.2	Dekapitierung der Zähne.....	47

11.2.3	Instrumentierung der Wurzelkanäle	47
11.2.4	Durchführung der Wurzelkanalfüllung	48
11.2.5	Lagerung der Proben	49
11.2.6	Auswahl der Temperaturprotokolle	50
11.2.7	Durchführung der Vorversuche	50
11.2.8	Verfahren zur Messung der Haftwerte	51
12	Schlussfolgerung	55
13	Literaturverzeichnis	56
14	Anhang	77
14.1	Materialliste	77
14.2	Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen	79
15	Danksagung	80
16	Ehrenwörtliche Erklärung	81
17	Lebenslauf	82

1 Abkürzungsverzeichnis

CHX	Chlorhexidindigluconat
EDTA	Ethylendiamintetraacetat
<i>E. faecalis</i>	<i>Enterococcus faecalis</i>
GIZ	Glasionomerzement
ISO	Internationale Organisation für Normung (<i>engl. International organization for standardization</i>)
MTA	Mineral Trioxid Aggregate
MW	Mittelwert
NaOCl	Natriumhypochlorit
SD	Standard Abweichung (<i>engl. Standard Deviation</i>)
Temp.	Temperatur
ZOE	Zinkoxid-Eugenol

2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 8-1: Zentrale Fragestellungen der Dissertation	23
Abbildung 9-1: Versuchsablauf anhand eines Flussdiagramms	24
Abbildung 9-2: Beispielzahn v. l. n. r.: nach der Säuberung, in der Röntgenkontrollaufnahme und dekapitiert.....	27
Abbildung 9-3: Beispielzahn v. l. n. r.: Probeweises Einsetzen des Metall-Spreaders und Röntgenkontrolle	28
Abbildung 9-4: Zahn nach Füllung und Insertion des Metall-Spreaders mit in Speichel getränktem Gaze-Streifen umwickelt	29
Abbildung 9-5: Beispielzahn v. l. n. r.: kurz vor und während des Pull-Out-Verfahrens	30
Abbildung 9-6: Bestimmung der exakten Zementierungslänge	32
Abbildung 9-7: Beispielbilder der jeweiligen Frakturmodi A-D.....	35
Abbildung 10-1: Darstellung der Ergebnisse von Gruppe 1-6 in einer Kastengrafik.....	37

3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 9-1: Einteilung der Zähne nach verschiedenen Spreader Temperaturen	25
Tabelle 9-2: Berechnete Haftfläche nach Zementierungslänge.....	33
Tabelle 9-3: Arten der Frakturen.....	34
Tabelle 10-1: Ergebnisse der Zugprüfmaschine in MPa.....	36
Tabelle 10-2: Ergebnisse der statistischen Auswertung des Mann-Whitney-Tests	38
Tabelle 10-3: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 1.....	39
Tabelle 10-4: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 2.....	39
Tabelle 10-5: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 3.....	40
Tabelle 10-6: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 4.....	40
Tabelle 10-7: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 5.....	41
Tabelle 10-8: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 6.....	41

4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wird eine kurze Übersicht über die gesamte Dissertation gegeben, indem Ziele, Methodik sowie Ergebnisse erläutert werden und anschließend eine Schlussfolgerung gezogen wird.

4.1 Hintergrund und Ziele

Eine Wurzelkanalbehandlung ist eine dringende Maßnahme bei einer irreversiblen Pulpitis. Der Kanal wird dabei aufbereitet, mit Spüllösungen gereinigt, desinfiziert und anschließend mit einem Sealer und einem Guttaperchastift abgedichtet, sodass keine Flüssigkeiten oder Bakterien mehr in den Kanal eindringen können. Zudem werden durch den Sealer kleine Unebenheiten in der Kanalwand ausgeglichen und Seitenkanäle verschlossen. Er dient außerdem als Verbindungselement zwischen Guttaperchastift und dem Wurzeldentin.

Der Sealer *Apexit Plus* der Firma *Ivoclar Vivadent* auf Calciumsalicylatbasis eignet sich laut Hersteller auch für Techniken mit erwärmtem Guttaperchastift (vgl. Quelle: *Apexit Plus* Gebrauchsinformation). Die Heißfülltechnik hat den Vorteil, dass das erwärmte Guttapercha besser Irregularitäten im Kanal benetzen und ausgleichen kann als bei der verbreiteteren Kaltfülltechnik. Falls sich die Materialeigenschaften von *Apexit Plus* bei bestimmten Temperaturen wider Erwarten negativ verändern sollten, hätte das möglicherweise eine Undichtigkeit der Füllung zur Folge und könnte eine erneute Pulpitis hervorrufen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde daher das Verhalten des Calciumsalicylat- Sealers *Apexit Plus* bei verschiedenen hohen Temperaturen, wie sie bei der Warmfülltechnik auftreten, mit dem Ziel geprüft, die Auswirkungen auf den Haftverbund zu ermitteln.

4.2 Material und Methode

Insgesamt wurden im Rahmen dieser Arbeit 60 humane extrahierte Zähne, röntgenologisch ausgewertet, mit einem Diamantbohrer gekürzt, sodass die Zahnkrone vollständig entfernt ist. Daraufhin wurde der Wurzelkanal zunächst

manuell, anschließend maschinell bis ISO 60 aufbereitet. Jeder Zahn wurde dabei mit destilliertem Wasser gespült, um ihn zu säubern und etwaige Fremdkörper zu entfernen. Am Tag des Abfüllens mit *Apexit Plus* wurde als erstes die Abschlusspülung je eine Minute mit 2 ml NaOCl, 2 ml EDTA und 2 ml NaOCl durchgeführt und die Zähne mit jeweils 3 ISO 60 Papierspitzen getrocknet. Danach erfolgte das Befüllen mit dem Sealer und die Zähne wurden in sechs randomisierte Gruppen á 10 Zähne aufgeteilt. Jede Gruppe wurde mit einem Metall-Spreader unterschiedlicher Temperatur von 37 °C bis 145 °C bestückt.

Nach einer Aushärtezeit von 28 Tagen, in welcher die Zähne in Glasfaservlies benetzt mit künstlichem Speichel eingelegt sind, wurden die Spreader mittels einer mechanischen Zugprüfmaschine beim Pull-Out-Verfahren (vgl. Abschnitt 11.2.8) gezogen und deren Verbundkraft geprüft. Die Daten der Zugprüfmaschine sowie die Dezentierung des Spreaders mit den dazugehörigen Frakturmodi wurden anschließend bewertet und geben Aufschluss über die Qualität des Haftverbunds.

4.3 Ergebnisse

Die Werte ergaben, dass bei der Haftverbundanalyse von *Apexit Plus* die Temperatur keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund hat. Dies lässt sich anhand der nicht signifikanten p-Wertes bei der Durchführung des Kruskal-Wallis-Tests erkennen. Die Ergebnisse der Frakturmodi weisen ebenfalls darauf hin, dass es keine Korrelation zwischen der Art des Haftverbunds und der Temperatur gibt.

4.4 Schlussfolgerungen

Aus diesen Ergebnissen zeigte sich, dass die Materialeigenschaften von *Apexit Plus* nicht negativ durch den Temperaturanstieg beeinflusst werden. Somit kann davon ausgegangen werden, dass der Sealer auch für Warmfülltechniken geeignet ist.

5 Summary

In this chapter, a brief overview of the whole dissertation will be presented by targets, methods and results in order to allow an appropriate conclusion.

5.1 Objectives

Root canal therapy is an urgent action when it comes to irreversible pulpitis. The canal gets drilled out, cleaned by solutions, disinfected and sealed with a root canal cement and gutta-percha point. That way, no fluids or bacteria can break through into the canal. Furthermore, the sealer can compensate little irregularities in the wall of the root canal and close up any side canals. It also acts as a link element between the gutta-percha point and the root dentin.

The sealer *Apexit Plus* by *Ivoclar Vivadent* is based on a calciumsalicylate and, according to the manufacturer, can also be used for techniques with warm gutta-percha. The advantage of a warm obturation technique is that irregularities can be coated better as with the more popular cold obturation techniques. However, in case the quality of *Apexit Plus* might be compromised by high temperature, it might cause leakage and could potentially result in a periradicular infection.

Therefore, the purpose of this dissertation was to investigate the efficiency of the root canal cement *Apexit Plus* at different temperatures to measure the impact on the bond strength when performing warm obturation techniques.

5.2 Materials and Methods

60 extracted human teeth were evaluated by x-ray and decapitated with a diamond dental drill so that the crown of the tooth was fully removed. After that, the root canals were prepared first manually, then mechanically up to size ISO 60 while flushed with distilled water to clean it and to remove possible debris.

Prior to the obturation with *Apexit Plus*, the root canals were irrigated for one minute with 2 ml NaOCl, 2 ml EDTA and 2 ml NaOCl, before drying them with ISO 60 paper points. Afterwards, they were filled up with the root canal cement,

then parted randomly into six groups with ten teeth each. Every group gets implemented with stable steel spreaders stored at different temperatures, ranging from 37 °C up to 145 °C.

After 28 days, while the teeth have been covered in gauze impregnated with artificial saliva, the metal spreaders were pulled out while a machine measures the bond strength. The data of the tensile tester as well as the decimation of the spreader with the corresponding fracture mode was analyzed and assessed to the bond strength.

5.3 Results

The tests show that the bond strength of *Apexit Plus* was not significantly affected at different temperatures, as shown by the Kruskal-Wallis test. Also, the results of the types of fractures prove that there was no correlation between the type of fracture mode and the temperature.

5.4 Conclusions

The results showed that the material property and bond strength of *Apexit Plus* isn't negatively affected by higher temperatures. Therefore, the sealer is suitable for dental procedures with warm materials as well.

6 Einleitung

Eine Wurzelkanalfüllung besteht aus einer Kombination von Wurzelkanalfüllpaste und einem zentral platzierten Guttaperchastift. Der Sealer stellt dabei die Verbindung zwischen der Dentinwand und dem Guttapercha dar und sorgt für einen dichten und lückenfreien Verschluss (Ørstavik 2005). Somit ist er verantwortlich für die zentrale Funktion einer Wurzelkanalfüllung, der Prävention einer Reinfektion (Mohammadi et al. 2011).

Die Infektion der Pulpa geht in den meisten Fällen als primäre Infektion aus einer nekrotischen Pulpa hervor oder entsteht in etwa einem Drittel der Fälle aus einer erfolglosen endodontischen Behandlung, der sekundären Infektion (Gajan et al. 2009). Bei der Entstehung einer Infektion oder einer irreversiblen Entzündung der Pulpa muss eine Wurzelkanalbehandlung eingeleitet werden. Dazu gehört die vorherige mechanische Präparation des Kanals mit superelastischen Nickel-Titan-Feilen (Agarwal et al. 2018) zu dessen Entfernung von Gewebe, Erweiterung und Formgebung (Hülsmann et al. 2005) sowie die chemische Anwendung von Spülflüssigkeiten zum Débridement (McComb et al. 1975) und die Entfernung von Schmierschicht (Zargar et al. 2015) und Biofilm. Der Biofilm schützt und nährt die für die Infektion verantwortlichen Bakterien (Jhajharia et al. 2015), wobei es sich bei den oralen Infektionen vorherrschend um das Bakterium *Enterococcus faecalis* handelt (Tennert et al. 2014). Bei einem erfolgreich gereinigten und dicht verschlossenen Zahn beginnt daraufhin die Heilung des umliegenden Gewebes (Augsburger et al. 1990).

Beim Abfüllen des Wurzelkanalsystems mit einem Sealer können anstelle der klassischen kalten lateralen Kondensation die verschiedenen Heißfülltechniken verwendet werden. Techniken mit erwärmtem Guttapercha produzieren im Vergleich zur Standardmethode eine homogenere Füllungs­masse. Diese passt sich besser etwaigen Kanalirregularitäten an und erhöht so die Dichte der Füllung (Tagger et al. 1988). Dadurch wird, sofern sich der Sealer für erhöhte Temperaturen eignet, der Haftverbund der gesamten Füllung erhöht (Tagger et al. 1988). Zur Messung und Dokumentation des Haftverbundes

stehen verschiedene Methoden zur Verfügung, welche auf den Prinzipien der Zug- und Scherkraft (Pull-Out und Push-Out) oder dem Ausstoßverfahren (Microtensil Test) beruhen (Binus et al. 2013, vgl. Kapitel 11.2.8). Die Pull-Out-Haftverbundanalyse hat sich aufgrund ihrer Verlässlichkeit und Praktikabilität etabliert (Ebert et al. 2011).

Sealer können aus verschiedensten chemischen Kompositionen hergestellt werden und zeigen dementsprechend unterschiedliche Eigenschaften und Reaktionen auf ihr Umfeld (Lee et al. 2002). In dieser Dissertation soll der Sealer *Apexit Plus (Ivoclar Vivadent)* auf Calciumsalicylatbasis genauer untersucht werden.

Seine Abbindereaktion beruht auf einer Chelatbildung zwischen Calcium und Salicylatester. *Apexit Plus* ist laut Hersteller frei von pharmazeutischen Wirkstoffen wie Corticoiden, Antibiotika oder formaldehydhaltigen Präparaten. Daher werden apikale Entzündungsherde nicht durch eine antiphlogistische oder immunsuppressive Wirkung behandelt. Durch die Freigabe von Calciumhydroxid während der Abbindereaktion herrscht allerdings ein initialer antibakterieller Effekt (*Apexit Plus* Gebrauchsinformation).

Da sich manche Wurzelkanalfüllpasten durch Veränderung ihrer physikalischen und chemischen Eigenschaften bei Hitze nicht für die Heißfülltechnik eignen (Camilleri 2015), soll in dieser Arbeit untersucht werden, wie sich der Sealer *Apexit Plus* bei verschiedenen hohen Temperaturen verhält und ob diese einen Einfluss auf seinen Haftverbund zum Wurzelentin haben. Dazu werden in dieser In-vitro-Studie an 60 extrahierten humanen Zähnen Wurzelkanalfüllungen bei verschiedenen Temperaturen mittels erhitzten Metall-Spreader durchgeführt und anschließend die Haftkraft von *Apexit Plus* durch ein maschinelles Pull-Out-Verfahren sowie die Auswertung der Frakturmodi getestet (vgl. Kapitel 9.4.2).

7 Literatur

Im Folgenden wird ein Überblick auf die für diese Arbeit relevanten Grundlagen gegeben. Für das Thema: Temperatureinfluss auf den Haftverbund von *Apexit Plus* zum Kanalwanddentin sind einige wissenschaftliche Veröffentlichungen gesichtet worden. Von besonderer Bedeutung sind hierbei die Veröffentlichungen zu den verschiedenen Arten von Wurzelkanalfüllpasten, den Spüllösungen und der Warmfülltechnik. Anhand dieser Literatur wird unter anderem die spätere Klärung der zentralen Fragestellung erfolgen.

7.1 Wurzelkanalfüllpasten

Eine erfolgreiche Wurzelkanalfüllung erfordert eine Kombination aus Anatomie, Technik und Füllmaterial und resultiert in einer dichten Füllung, bei welcher der gesamte Kanal samt Seitenkanälen abgedichtet ist (Marion et al. 2014). Dabei wird meistens eine Kombination von Sealer und Kernfüllmaterial benutzt, da letzteres selbst kaum adhäsives Potential zur Kanalwand hat (Amin et al. 2012). Eine ideale Wurzelkanalfüllpaste sollte einen vollständigen Verschluss zwischen Mundhöhle und periradikulärem Gewebe schaffen. Zudem sollte es auch unter verschiedenen Kräften wie mechanischer oder okklusaler Kraft unbeweglich sein (Guneser et al. 2013), wobei die jeweilige Verbundfestigkeit der Sealer sich umso mehr verbessert, je geringer die Schmierschicht im Kanal ist (Wu et al. 1995). Dies gilt unabhängig von der Art des Sealers (Reyhani et al. 2014).

Die Grossman'schen Kriterien (Grossman 1988) fassen die Anforderungen für Wurzelkanalsealer wie folgt zusammen:

1. Einfach zu verarbeiten / leichtes Einbringen in den Kanal
2. Schafft eine hermetische Abdichtung des Kanals
3. Volumenstabilität
4. Unlöslich gegenüber Gewebeflüssigkeiten
5. Bakteriostatisch
6. Röntgenopak

7. Keine Verfärbung der Zahnhartsubstanz
8. Keine irritierende Wirkung auf periapikales Gewebe
9. Langsames Abbinden
10. Einfache Entfernbarkeit im Falle einer Revision

Anhand dieser Kriterien lassen sich die Eigenschaften verschiedener Sealer mit unterschiedlicher Materialbasis kritisch bewerten.

7.1.1 Sealer auf Calciumsalicylat-Basis

Calciumsalicylat entsteht aus Calciumhydroxid und Salicylsäure-Estern. Calciumhydroxid ist in der Endodontologie ein weit verbreitetes Mittel aufgrund seiner antibakteriellen und biologischen Eigenschaften (Grecca et al. 2001). Es wird seit langem als intrakanalikuläres Medikament während einer Wurzelkanalbehandlung verwendet (Boiesen et al. 1991), bei der es hilft, die Restbakterien des entzündeten Pulpagewebes aus dem Kanal zu entfernen (Andersen et al. 1992). Allerdings ist nicht nur das Entfernen von Mikroorganismen wichtig, sondern auch das der Lipopolysaccharide, denn diese können von gängigen Spüllösungen oft nicht eliminiert werden (Tanomaru et al. 2003). Auch für direkte und indirekte Überkappung und Pulpotomie ist Calciumhydroxid von zentraler Bedeutung, wodurch nach dem Auftragen das im Kontakt stehende Gewebe eine charakteristische superfizielle Nekrose erhält und das darunterliegende Dentin mineralisiert. Unter dem Dentin bleibt das Gewebe indifferent und kann sich regenerieren (Schröder et al. 1971). Als Bestandteil von Wurzelkanalfüllungen regt Calciumhydroxid das periradikuläre Gewebe zur Heilung an und tötet Mikroorganismen ab (Desai et al. 2009).

Calciumsalicylat ist hydrophil und toleriert dadurch nicht nur das Vorhandensein von Wasser, sondern benötigt es zum Aushärten (Loushine et al. 2011).

Eine der Wurzelkanalfüllpasten auf Calciumsalicylat-Basis ist zum Beispiel *MTA Fillapex (Angelus)*. Dieser Sealer hat den Vorteil, dass er Calcium und Hydroxylionen abgibt, welche für die Stimulation von Hartgewebe wichtig sind (Ahuja et al. 2016). Diese Stimulation erfolgt sicher und mit großer Beständigkeit (Nascimento et al. 2008), jedoch ist er dabei leicht zytotoxisch

(da Silva et al. 2013), was offenbar der Naturharzkomponente zugrunde liegt (Rodriguez-Lozano et al. 2015). Der Haftverbund ist bei *MTA Fillapex* nur mäßig im Vergleich zu anderen gängigen Sealern (Sagsen et al. 2011) und seine antibakterielle Effektivität hält nur während des Abbindeprozesses an (Chávez-Andrade et al. 2013).

Von zentraler Bedeutung für diese Dissertation ist der Sealer *Apexit Plus*. *Apexit Plus* ist ebenfalls ein Sealer auf Calciumhydroxidbasis, wobei das Calciumhydroxid sich nicht an das Dentin bindet, sondern hier als initialer antimikrobieller Effekt dient (Vemisetty et al. 2016). Der Produktbeschriftung lässt sich entnehmen, dass *Apexit Plus* frei von pharmazeutischen Wirkstoffen wie Corticoiden, Antibiotika und formaldehydhaltigen Präparaten ist (*Apexit Plus* Gebrauchsinformation). Daher werden apikale Entzündungsherde nicht durch eine antiphlogistische oder immunsuppressive Wirkung behandelt.

Apexit Plus ist nur gering toxisch und ermöglicht dem umliegenden Gewebe zudem zelluläres Wachstum, was von hoher Biokompatibilität zeugt (Badole et al. 2013). Das ist wichtig, da die meisten konventionellen Wurzelkanalfüllpasten inadäquate biologische Aktivitäten haben und zytotoxische Kulturen bilden, insbesondere nachdem sie frisch angemischt sind. Der direkte Kontakt dieser Sealer mit dem periapikalen Gewebe kann eine zelluläre Degeneration hervorrufen und Wundheilung verzögern (Rawtiya et al. 2013).

Bezüglich Volumenbeständigkeit und Dichtigkeit sind calciumhydroxidhaltige Sealer auf Salicylat-Basis, insbesondere *Apexit Plus*, initial als gut zu bewerten (Schäfer et al. 2000).

Allerdings zeigt er im Vergleich zu anderen Sealern weniger Penetration in das Zahngewebe (Limkangwalmongkol et al. 1992) und hat, trotz eines pH-Wertes von über 12,5, einen eher geringen antibakteriellen Effekt, speziell auf *Enterococcus faecalis*, einen der wichtigsten Endodontiekeime (Vemisetty et al. 2016). Zudem wurde in Studien ein geringes Auslaufen und Undichtigkeit des Sealers festgestellt, welches auf das Ablösen mikroskopisch kleiner Bestandteile des Produkts beim Abbinden zurückzuführen sein könnte (Patni et al. 2016). Dies kann dann das Eindringen von Bakterien durch Seitenkanäle oder das Foramen apicale ermöglichen (Siqueira et al. 1999). Das von einigen

Autoren festgestellte unvollständige Abdichten von *Apexit Plus* lässt sich jedoch durch die Präsenz von Feuchtigkeit während des Abbindeprozesses verhindern (Roggendorf et al. 2007).

7.1.2 Sealer auf Epoxidharz-Basis

Der bis heute am häufigsten vertretene Sealer auf dem Markt ist *AH Plus* (*Dentsply Sirona*) ein auf Epoxidharz basierender Sealer mit sehr guten Abdichtungseigenschaften (Sönmez et al. 2012). Sein Vorgänger ist der *AH26 Sealer* (*Dentsply Sirona*), welcher allerdings nach dem Auftragen Formaldehyd abgibt. Produkte, die toxische Substanzen freisetzen werden in der Zahnmedizin allgemein kritisch gesehen (Koch et al. 2001), das gilt insbesondere für Formaldehyd. Dies macht *AH26* auch mehrere Tage nach der Applikation hoch zytotoxisch (Spangberg et al. 1993). Daraufhin wurde *AH Plus* eingeführt, welcher laut Hersteller die vorteilhaften Eigenschaften von *AH26* bietet, aber chemisch das Epoxid-Harz besser konserviert, sodass das Material kein Formaldehyd mehr abgibt (Huang et al. 2000). Ghanaati et al. (2010) erklärte in seiner Studie dennoch einen negativen Effekt auf die parodontalen Ligamente *in vitro* und damit die Möglichkeit, dass *AH Plus* ein entzündetes Milieu um sich herum erschaffte, was in Zelldegeneration resultierte. Allerdings ist keine Genotoxizität oder Mutagenität nachweisbar (Leyhausen et al. 1999).

AH Plus überzeugt mit statistisch höherer Verbundkraft als andere Wurzelkanalfüllpasten (Gurgel-Filho et al. 2014) und verändert dabei kaum seine Dimension (Borges et al. 2015). Andererseits ist seine Verschleißfähigkeit dadurch beeinträchtigt, dass es schlechter an Guttapercha binden kann (Eldeniz et al. 2009), besonders wenn die Sealerschicht zu dick oder zu dünn ist (D'Arcangelo et al. 2007) und es bei Vorhandensein von Feuchtigkeit nicht mehr effizient an den Kanalwänden haftet (Roggendorf et al. 2007).

7.1.3 Sealer auf Glasionomerbasis

Glasionomerzement (GIZ) wird in der Zahnmedizin nicht nur als Wurzelkanalfüllpaste verwendet, sondern auch für Füllungen und kleinere Läsionen verwendet (Powis et al. 1982). Es besitzt vorteilhafte Eigenschaften

wie zum Beispiel eine chemische Bindung zum Dentin (Powis et al. 1982), das Abgeben von Fluoriden (Retief et al. 1984) und Biokompatibilität (Blackman et al. 1989). Zudem zeigt er nicht nur durch die Fluoride, sondern auch durch seinen sauren pH-Wert antimikrobielle Wirkung (Tobias et al. 1985) ohne dabei eine Entzündungsreaktion bei direktem Kontakt hervorzurufen (Ogasawara et al. 2003).

Produkte auf GIZ-Basis wie etwa *Ketac-Endo Aplicat (3M ESPE)* zeigen eine deutliche und damit inakzeptable Schrumpfung beim Abbinden (Ørstavik et al. 2001) und trocknen schnell aus (Tyas 2006). Wenn die Schmierschicht im Kanal nicht vollständig entfernt ist, zeigen die GIZ-Sealer zudem keinerlei Adhäsion zum Dentin (Timpawat et al. 2001).

7.1.4 Sealer auf Silikonbasis

Die Vorteile dieser Wurzelkanalfüllpasten liegen vor allem in ihrer guten Verträglichkeit mit dem umliegenden Gewebe, unabhängig davon ob sie frisch angemischt oder bereits abgebunden sind (Derakhshan et al. 2009). Ein klassischer Vertreter dieser Gruppe ist der Sealer *RoekoSeal (Coltene)*, welcher zu keinem Zeitpunkt Zytotoxizität auslöst (Camargo et al. 2014). In einer Langzeitstudie von Wu et al. (2002) wurde den Silikon-Sealern über einen Zeitraum von 18 Monaten eine konsistente Abdichtung sowohl bei kalter lateraler als auch bei warmer vertikaler Verdichtung nachgewiesen.

Sie expandieren nur geringgradig (Schäfer et al. 2000), sind widerstandsfähig und gehen eine stabile Bindung mit dem Guttaperchastift und Dentin ein, was die Kanalwand gegen Frakturen schützt (Bhat et al. 2012).

Allerdings zeigen Sealer auf Silikon-Basis eine signifikant geringere Fließrate als andere Sealer Gruppen und haben einen nur kurzen Zeitraum in denen sie noch nicht abgebunden sind, was die Handhabung erschwert (Zhou et al. 2013).

7.1.5 Sealer auf Zinkoxid-Eugenol-Basis

Beim der Zusammengabe von Eugenol mit Zinkoxid entsteht Zink-Eugenolat, eine instabile Matrix. Die Kristallelemente werden nur von schwachen Van der Waals Kräften gehalten, was Zinkoxid-Eugenol (ZOE) Sealern eine sehr

geringe Haftkraft verleiht (Wilson et al. 1973). Bei Vorhandensein von Wasser werden unter Hydrolyse freie Eugenolteilchen abgegeben. Freies Eugenol hat einen schädlichen Effekt auf Weichgewebe, Fibroblasten und Osteoblasten und kann in hohen Konzentrationen zu Nekrose und Wundheilungsstörung führen (Alemán Navas et al. 2010).

ZOE-haltige Sealer sind außerdem assoziiert mit Aspergillosen im Sinus maxillaris. Beim Überpressen des Materials über die Wurzelspitze hinaus gelangen Teile in die Kieferhöhle, wo der Schimmelpilz *Aspergillus fumigatus* den im Sealer enthaltenen Zink verstoffwechseln kann. Aus diesem Grund ist ein Überpressen generell von Sealern, aber speziell von ZOE Sealern dringlichst zu vermeiden (Giardino et al. 2006).

Zudem kann im Unterkiefer beim Überpressen Sealermaterial an den Nervus Mandibularis kommen, was zu irreversibler Nervschädigung führt. Hierbei ist es irrelevant, ob im Material zudem noch Formaldehyd enthalten ist oder nicht (Brodin 1988), da allgemeingültig ist, dass formaldehydhaltige Sealer aufgrund ihrer Toxizität nicht mehr zu empfehlen sind (Geurtsen et al. 1997).

Obwohl diese Wurzelkanalfüllpasten eine Entzündungsantwort hervorrufen können (Mittal et al. 1995) und eine schlechte Adhäsionskraft bieten, sind sie trotzdem dimensionsstabil, einfach in der Applikation und relativ resorptionsbeständig (Erausquin et al. 1967).

7.2 Endodontische Spüllösungen

Das letztendliche Ziel einer endodontischen Behandlung ist es, die mikrobiologische Keim- und Bakterienbesiedlung im gesamten Komplex des Wurzelkanals unter Kontrolle zu bringen (Nair et al. 2005), da diese Mikroorganismen und ihre Nebenprodukte als Hauptverursacher von pulpalen und periapikalen Pathologien angenommen werden (Ohra et al. 1993). Dazu werden verschiedene endodontische Spüllösungen verwendet, welche Keime und bakteriellen Toxine im Wurzelkanalsystem reduzieren, Reste des Pulpagewebes auflösen und entfernen sowie zur Unterstützung der mechanischen Aufbereitung und Abtransport von Dentinspänen dienen

(DGZMK 2006). Zudem ist direkt vor Beginn der Füllung ein Durchspülen nötig, um die Schmierschicht zu entfernen (Caron et al. 2010), welche sich nach dem Instrumentieren im Kanal bildet (White et al. 1975) und die Penetration von Medikamenten und Füllmaterialien in die Dentintubuli verhindert (Gettleman et al. 1991). Dabei sollen sie eine desinfizierende und gewebeauflösende Wirkung haben, aber dennoch einfach zu applizieren und verträglich für das zu behandelnde Gewebe sein (DGZMK 2006). Bei einer primären Wurzelkanalinfektion ist mit einer Flora von mindestens vier bis sieben verschiedenen Bakterienarten zu rechnen, meistens handelt es sich dabei gramnegative Anaerobier (Rôças et al. 2004).

Spüllösungen sind also essentiell für eine erfolgreiche endodontische Behandlung (Cunningham et al. 1980) und mit der richtigen Paarung von Füllmaterial und Spüllösung verbessert sich die Haftung und Verdichtung von Sealer zum Wurzelkambium (Bodrumlu et al. 2012). Im Weiteren werden die Eigenschaften sowie Vor- und Nachteile von fünf verschiedenen gängigen Spüllösungen diskutiert.

7.2.1 Natriumhypochlorit

Natriumhypochlorit (NaOCl) ist durch sein breites antibakterielles Spektrum und seine Fähigkeit, organisches Material und nekrotisches Gewebe aufzulösen, die am meisten verwendete Spüllösung in der Endodontie (Zehnder 2006). Die Eigenschaft zum Eliminieren von Gewebe ist für jede Spüllösung wichtig, da es die Reinigung des Wurzelkanals unterstützt (Türkin et al. 1997). Natriumhypochlorit wird aus Chlor-Gas und Natriumhydroxid hergestellt. Als Nebenprodukt entsteht dabei Salz und Wasser (Clarkson et al. 1998).



Die Lösung ist stark alkalisch, hypertensiv und wird meistens mit einer Konzentration von 0,5 - 5,25 % verwendet. Sie verfällt schnell nach Exposition zu Licht, Temperaturerhöhung, Überschreiten des Verfallsdatums oder Kontamination mit Metall-Ionen (Clarkson et al. 1998).

Höhere Konzentrationen bewirken eine Verstärkung sowohl der antiseptischen und lösenden Eigenschaften (Carson et al. 2005), als jedoch auch der toxischen Eigenschaften (Pashley et al. 1985). Allerdings wurde in der Studie von Buttler et al. (1982) festgestellt, dass verschiedene Konzentrationen den gleichen Effekt gegen das Endotoxin der Bakterien *Escherichia coli* und *Salmonella typhosa* haben, erst bei sehr starker bakterieller Belastung wird eine Lösung mit höherer Konzentration an NaOCl benötigt. Zudem wirkt sich eine größere Konzentration verstärkend auf die Dentinhärte aus (Slutzky-Goldberg et al. 2004). Daher gibt es keine generelle Empfehlung bezüglich der am besten geeigneten Konzentration von NaOCl erstrebenswert wäre eine Kombination aus maximalem antimikrobiellem Effekt und minimaler Toxizität (Byström et al. 1983).

NaOCl hat im Vergleich zu anderen Spüllösungen die beste antimikrobielle Funktion (Ayhan et al. 1999) und ist dabei im speziellen inhibierend auf das sonst schwer zu beseitigende *Enterococcus faecalis* (*E. faecalis*) Bakterium (Siqueira et al. 2000). Zudem ist es sehr effizient im Débridement und der Beseitigung der Schmierschicht, welche durch Bearbeitung mit Nickel-Titan Instrumente verursacht wird und in der chemischen Reinigung von organischen Pulparesten in Bereichen, zu denen die Instrumente nicht hervordringen können (Baratto et al. 2004). Dabei hat sich gezeigt, dass das konventionelle Instrumentieren in Kombination mit anschließender Entfernung der Schmierschicht die beste Technik ist, um ein tieferes Eindringen von NaOCl in die Dentintubuli zu ermöglichen (Ghorbanzadeh et al. 2016).

Die Nachteile dieser Spüllösung liegen hauptsächlich in der Kontraindikation zu Sealern auf Epoxidharzbasis. Hierbei kann eine signifikante Reduktion der Verbundkraft des Sealers zum Dentin festgestellt werden (Morris et al. 2001). Zudem ist der postoperative Schmerz bei versehentlicher Absorption ins periapikale Gewebe im Vergleich zu anderen Spüllösungen verstärkt (Qazi et al. 2005).

Als Goldstandard hat sich also NaOCl durchgesetzt, welches während der Instrumentierung im Wurzelkanal verwendet werden sollte. Anschließend hat sich die abwechselnde Spül-Kombination von NaOCl, Ethylendiamin-

tetraacetat (EDTA) und wieder NaOCl als optimale Lösung zur Entfernung der Schmierschicht etabliert (Kandaswamy et al. 2010).

7.2.2 Chlorhexidindigluconat

Chlorhexidindigluconat (CHX) ist ein hydrophobes und lipophiles Molekül welches mit den Lipopolysacchariden und Phospholipiden der Bakterienmembran interagieren kann (Athassiadis et al. 2007). Es findet als antimikrobielles Mittel während vieler Phasen in der endodontischen Behandlung seine Anwendung, wie zum Beispiel als orale Desinfektion vor dem Eingriff, als Spülung während der Aufbereitung oder als medikamentöse Einlage (Gomes et al. 2013). Anders als konventionelle Medikamente können die positiv geladenen Moleküle von CHX in das Dentin absorbiert werden (Emilson 1977). Das ist deshalb von Bedeutung, da generell angenommen wird, dass die meisten desinfizierenden Mittel zügig ihren antibakteriellen Effekt verlieren, nachdem sie in den Wurzelkanal appliziert wurden, was eine Reinfektion zulässt (Portenier et al. 2002). So konnte nachgewiesen werden, dass der Effekt von CHX im Vergleich zu anderen medikamentösen Einlagen gegen *Enterococcus faecalis* (*E. faecalis*) länger anhält (Komoowski et al. 2000). Zudem kann durch seine stufenweise und verlängerte Freisetzung der therapeutischen Dosis (Oliveira et al. 2007) eine medikamentöse Einlage mit 2 % CHX im Kanal eine Verweildauer von über 21 Tagen erreichen (Lenet et al. 2000). Aber CHX ist auch besonders im Bereich Prophylaxe und Parodontie von Nutzen (Gendron et al. 1999), denn es reduziert parodontale Entzündungen, Sulkusblutungen, Zahntaschentiefe und Konkremente (Jolkovsky et al. 1990).

CHX hat den größten Nutzen gegen *E. faecalis* im Vergleich zu anderen Spüllösungen und zusätzlich eine antimykotische Wirkung gegen orale Pilze wie *Candida albicans* (Carbajal 2014). Dabei hat CHX keinen negativen Einfluss auf den Haftverbund zwischen Sealer zu Dentin (Kang et al. 2012).

Einer der wesentlichen Nachteile dieser Spüllösung ist, dass CHX keine gewebeauflösende Wirkung zeigt (Mohammadi et al. 2009). Außerdem kann es in Kombination mit Calciumhydroxid zu einer Reduktion der antibakteriellen und antimykotischen Wirkung kommen (Mohammadi et al. 2014). Bei der

gleichzeitigen Verwendung von NaOCl mit CHX entsteht Parachloranilin, welches unter dem Verdacht steht, zytotoxisch und kanzerogen zu sein (Basrani et al. 2007). Es ist daher wichtig, nach der Verwendung von NaOCl den Kanal gründlich mit Alkohol oder EDTA durchzuspülen, um bei einer anschließenden Applikation von CHX eine Reaktion zu vermeiden (Basrani et al. 2007).

7.2.3 Ethylendiamintetraacetat

Ethylendiamintetraacetat (EDTA) ist ein Chelator, welcher durch Demineralisation und Dentinerweichung das Entfernen der Schmierschicht verbessert (Chande et al. 2014). Mit einem pH-Wert von 7,2 ist es sehr effektiv im dekalzifizieren von Dentin, da ein neutraler pH-Wert die Auflösung beschleunigt (Machado-Silveiro et al. 2004). EDTA ist nicht bakterizid, aber es inhibiert das Wachstum von Bakterien, worauf sie nach gewisser Zeit zugrunde gehen (Bhatnagar et al. 2004). Besonders wirksam ist dieser bakteriostatische Effekt bei *Staphylokokkus aureus*, *Streptococcus pyogenes* und *E. faecalis* (Görduysus et al. 2011). Außerdem kann der Haftverbund der Wurzelkanalfüllpasten durch eine Vorbehandlung mit EDTA verbessert werden (Mohammadi et al. 2013).

Eine adäquate Entfernung der Schmierschicht durch NaOCl ist nur mit einem Chelator wie EDTA möglich (Bhatnagar et al. 2004). Die Kombination von NaOCl und EDTA in alternierender Reihenfolge entfernt die Schmierschicht und Rückstände des Pulpengewebes und säubert nicht instrumentierte Bereiche (Baumgartner et al. 1987). Dabei scheint die Einwirkzeit beider Spüllösungen kaum einen Unterschied in der Entfernung der Schmierschicht zu machen (Teixeira et al. 2005) und der bei der endodontischen Behandlung nachfolgende Füllvorgang verbessert sich (Vivacqua-Gomes et al. 2002).

Allerdings sollte eine Verweildauer von EDTA von über eine Minute auf der Dentinoberfläche vermieden werden, denn eine längere Applikation führt zu peritubulärer und intratubulärer Dentinerosion (Calt et al. 2002). Obwohl der fast neutrale pH-Wert auf eine gute Biokompatibilität hinweist, wurde eine negative Veränderung der apikalen Entzündungsantwort nachgewiesen (Sousa et al. 2005).

EDTA hat sich gegenüber anderen Chelatoren wie zum Beispiel Zitronensäure durchgesetzt, weil das EDTA besonders im apikalen und mittleren Drittel des Kanals einen besseren Reinigungseffekt zeigt (Khademi et al. 2004), während Zitronensäure zudem die Dentinhärte signifikant reduziert (et al. 2005).

7.2.4 Alkohol

Das Trocknen des Wurzelkanals vor der Füllung ist ein wichtiger Schritt in der endodontischen Behandlung. Hierbei werden nicht nur Papierspitzen verwendet, sondern auch eine Spülung mit 95 % Ethanol führt zu einer adäquaten Trocknung des Wurzelkanals (Thiruvengadam et al. 2016). Eine Vorbehandlung mit Alkohol kann zudem das Ausbreiten des Sealers verbessern, indem es die Oberflächenspannung senkt, sodass sich alle Produkte im Kanal besser verteilen (Cunningham et al. 1982). Ebenfalls unterstützt die geringe Oberflächenspannung die Penetration der Füllpasten in die Dentintubuli (Schäfer 2007), was nicht nur den Haftverbund verstärkt (Bitter et al. 2014), sondern auch die Undichtigkeit einer Füllung eindämmt (Stevens et al. 2006).

Da Alkohol keine Gewebereste auflösen kann (Basrani et al. 2012), ist es nicht als alleinige Spüllösung geeignet, sondern, dient vielmehr als unterstützende Abschlusspülung.

7.2.5 Destilliertes Wasser

Destilliertes Wasser kann zum Reinigen und Entfernen der Fremdkörper verwendet werden (Wilson 1976), wobei es im Vergleich zu NaOCl wesentlich ineffektiver ist (Baratto et al. 2004). Es reagiert nicht mit anderen Spüllösungen und kann daher zum Beispiel als Spülung zwischen NaOCl und CHX verwendet werden, damit der Kanal von den NaOCl Resten befreit ist und so die ungewollten Reaktionen beider Spüllösungen verhindert (Riquelme et al. 2015) und sich keine Fällungsprodukte im Kanal etablieren (Krishnamurthy et al. 2010).

In dieser Studie wurde destilliertes Wasser als Spüllösung zum Aufbereiten der extrahierten Zähne verwendet. Destilliertes Wasser ist keine klassische Spüllösung, sondern wird vielmehr als Referenz-Spüllösung verwendet, um

eine vergleichbare Ausgangslage für Studien darzulegen (Schäfer et al. 2003) und eine minimale Löslichkeit für verschiedene Medien zu repräsentieren (Ørstavik 1983).

7.3 Fülltechniken

In diesem Kapitel werden zwei verschiedene Fülltechniken gegenübergestellt. Die klassische Kaltfülltechnik mit lateraler Kondensation und die neuere Warmfülltechnik, welche in dieser Studie mit dem Sealer *Apexit Plus* verwendet wurde.

7.3.1 Kaltfülltechnik

Die laterale Kondensation von Guttapercha ist die meist akzeptierte und angewandte Technik zum Füllen von Wurzelkanälen (Raghuawanshi et al. 2019). Die Vorteile beinhalten unter anderem den einfachen Gebrauch, konventionelles Präparieren und kontrolliertes Positionieren des Materials (Veríssimo et al. 2006). Entscheidend ist zudem zu erwähnen, dass viele Sealer nur auf die Kaltfülltechnik bei Raumtemperatur anwendbar sind.

Jedoch bringt diese Methode auch einige Nachteile mit sich: Die vermehrte Inhomogenität, Lückenhaftigkeit (Bailey et al. 2004) und schlechtere Anpassung an die Kanalwand (Raghuawanshi et al. 2019) können schnell zu einer Undichtigkeit der Wurzelkanalfüllung führen.

7.3.2 Warmfülltechnik

Techniken mit erwärmtem Guttapercha produzieren eine homogenere Füllungs­masse, welche sich besser an Kanalirregularitäten anpassen kann und die Dichte der Füllung erhöht (Tagger et al. 1988). Außerdem entsteht durch höhere Obturation des Kanals eine koronale Barriere zur Bakterieninfiltration (Jacobson et al. 2002) und weniger Guttapercha-Undichtigkeit und Erguss apikal der Wurzelspitze (Viapiana et al. 2014). Die verschiedenen zur Warmfülltechniken verwendeten Geräte gewinnen an Popularität und zeigen gute effiziente Füllungen (DeLong et al. 2015).

Obwohl die Warmfülltechnik die Benetzung und Kompaktion von Guttapercha in den Wurzelkanal verbessert, wird dennoch ein Sealer benötigt, welcher die im Kanal vorhandenen Spalten und Lücken noch präziser ausgleicht (Qu et al. 2016). In der Studie von Camilleri (2015) wurde gezeigt, dass *Apexit Plus* sich in Qualität und Materialeigenschaften nicht durch Hitze beeinflussen ließ.

Allerdings resultiert die Fülltechnik mit thermoplastischem Guttapercha in einem Temperaturanstieg auf der Wurzeloberfläche, welcher das Potential zur irreversiblen Schädigung des umliegenden Gewebes hat (Molyvdas et al. 1989).

Durch die vertikale Warmfülltechnik können signifikante Verbesserungen verschiedener Sealer in Plastizität (Tnomaru-Filho et al. 2011) und Abbindegeschwindigkeit (Gesi et al. 2005) beobachtet werden. Wenngleich sich mit dem Temperaturanstieg die Viskosität mancher Sealer verringert, ist diese bei anderen Sealern wiederum erhöht (Lacey et al. 2005). Dies führt zu einer niedrigen Fließrate, welche wiederum einen negativen Einfluss auf die Handhabung des Sealers hat (Qu et al. 2016).

Aus diesen Ergebnissen geht hervor, dass die Art des Sealers unbedingt bedacht werden muss, wenn sich für die Warmfülltechnik entschieden wird (Camilleri 2015), da nicht jeder Sealer für diese Technik geeignet ist. Die physikalischen und chemischen Veränderungen durch Temperatur sind bei einigen Wurzelkanalfüllpasten zudem noch nicht ausreichend dokumentiert (Viapiana 2014).

8 Fragestellung

In dieser In-vitro-Studie wird der *Sealer Apexit Plus* mithilfe von Metall-Spreadern bei verschiedenen Temperaturen befüllt und ausgehärtet. Anschließend wird beim Pull-Out-Verfahren der Haftverbund anhand von zwei Kriterien ermittelt: Zum einen durch den Druck, der zum Herausziehen des Spreaders aufgewendet werden muss und zum anderen durch den Frakturmodus am Sealer.

Dabei stehen drei Fragen im Zentrum dieser Studie:

Ist *Apexit Plus* für Wurzelkanalfüllungen mit Warmfülltechnik geeignet?

Kann durch die Warmfülltechnik der Haftverbund dieses Sealers verbessert werden?

Ist die Art der Haftung von *Apexit Plus* aufgrund seiner Frakturmodi einheitlich?

Abbildung 8-1: Zentrale Fragestellungen der Dissertation

9 Material und Methoden

Im Folgenden wird die Vorgehensweise der Versuche mit den angewendeten Materialien erläutert.

9.1 Versuchsdesign

Die Abbildung 9-1 stellt den Versuchsablauf anhand eines Flussdiagramms schematisch dar.

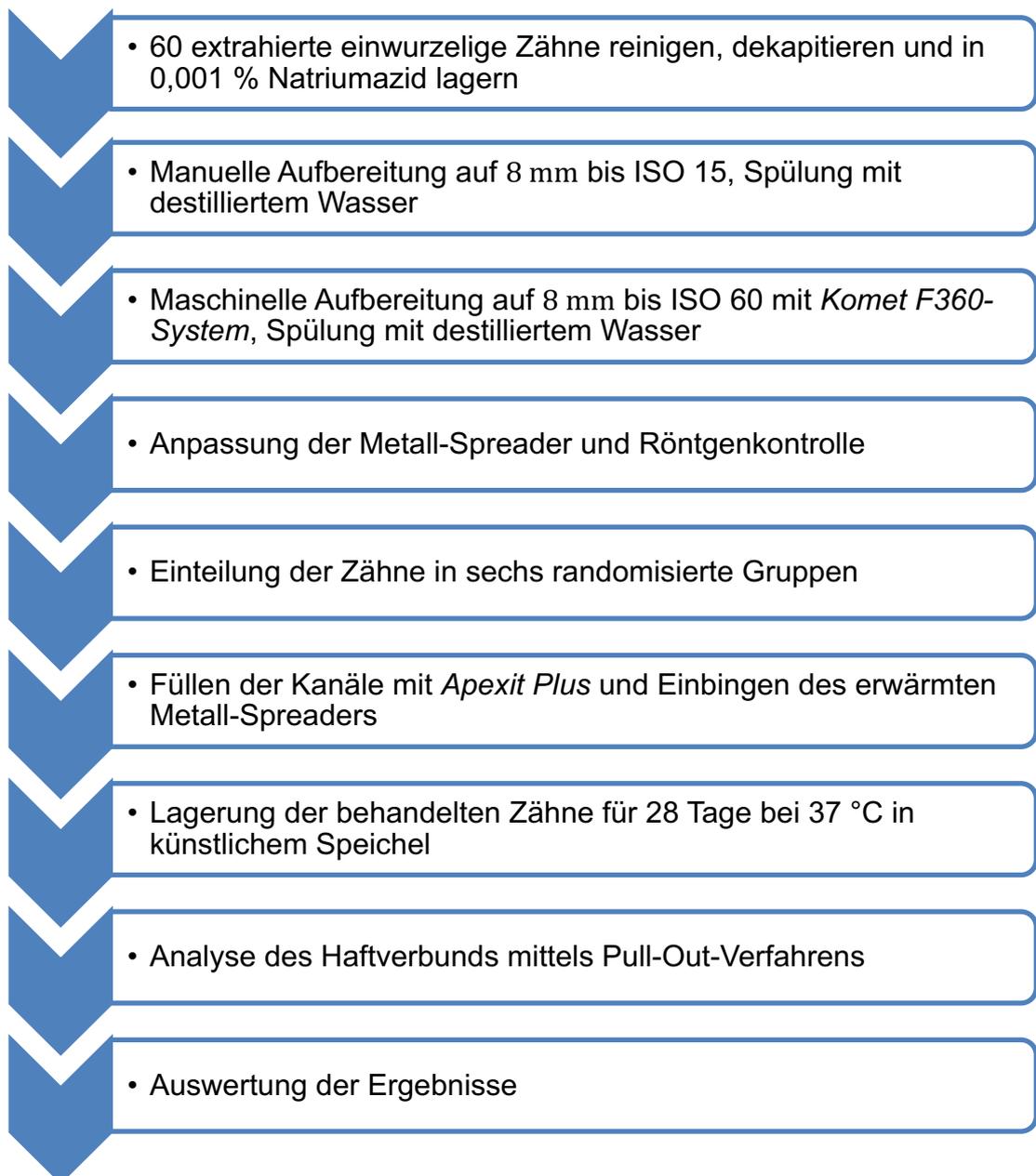


Abbildung 9-1: Versuchsablauf anhand eines Flussdiagramms

9.2 Temperaturprotokolle

Für die Versuchsreihe werden verschiedene Temperaturen den sechs Gruppen zugeordnet. Diese sind in Tabelle 9-1 veranschaulicht.

Tabelle 9-1: Einteilung der Zähne nach verschiedenen Spreader Temperaturen

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

Gruppe 1 entspricht dabei der Mundtemperatur, ab Gruppe 2 geht es in 20 °C Schritten aufwärts bis 145 °C. Die genaue Intention hinter den ausgewählten Temperaturen wird in Kapitel 11.2.6 beschrieben.

9.3 Versuchsdurchführung

Für die Testreihe werden alle Zähne schematisch denselben Versuchsschritten unterzogen. Diese beginnen mit der Auswahl und der Vorbereitung. Anschließend wird die Aufbereitung und die Füllung sowie das Pull-Out-Verfahren und die Analyse der Ergebnisse dargestellt.

9.3.1 Vorbereitung

Für die Versuchsreihe werden 60 extrahierte humane Zähne benötigt, welche nach dem Zeitpunkt der Extraktion in einer 0,001 % Natriumazidlösung konserviert werden. Die Lösung sorgt dafür, dass einerseits ein bakterienarmes Arbeitsfeld geschaffen wird und andererseits die Zähne feucht gehalten werden, damit eine möglichst realitätsnahe in vivo-Situation wieder in vitro hergestellt werden kann. Alle gesammelten Zähne werden dann im Vorfeld nach folgenden Kriterien geprüft und aussortiert:

1. Die Zähne sollten bevorzugt einwurzelige, gerade Frontzähne sein, da eine zu starke Abknickung der Wurzel und damit auch des Wurzelkanals das Einführen des starren Metall-Spreaders verhindern würde.
2. Zudem sollte der Wurzelkanal am Eingang zum Pulpenboden nicht größer als ISO 60 sein, da sonst ein Spielraum für den Spreader bestehen würde, welcher nach dem Abbinden des Sealers das Ergebnis verfälschen könnte.
3. Eine einheitliche Mindestlänge der geraden Wurzel wird auf $l = 8$ mm festgelegt und ist erforderlich, um dem Spreader genug Haftfläche im Kanal zu gewähren. Die exakte Länge wird anschließend ermittelt.

Sind diese Kriterien gegeben, können auch mehrwurzelige Zähne mit einem Diamantbohrer vorsichtig getrennt und die einzelnen Wurzeln der Versuchsreihe beigefügt werden. Die ausgewählten Zähne werden nun mit einem Scaler gesäubert, um Gewebereste zu entfernen. Anschließend werden sie geröntgt, damit eine eventuell zuvor geschehene Wurzelkanalfüllung ausgeschlossen wird und durch Kalibrierung eine Mindestlänge von 8 mm des geraden Abschnittes des Kanals ab Beginn der Kanalöffnung sichergestellt werden kann. Mit einem grün bebänderten, konischen Bohrer mit abgerundeter Spitze der Firma *Komet* und einem roten Winkelstift, Model *INTRAmatic 24LN* der Firma *Kavo* werden die Zähne unter der Zahnkrone abgekürzt, sodass mindestens 8 mm gerader Wurzelkanal vorhanden sind (vgl. Abbildung 9-2).



Abbildung 9-2: Beispielzahn v. l. n. r.: nach der Säuberung, in der Röntgenkontrollaufnahme und dekapitiert

9.3.2 Aufbereitung

Daraufhin werden die Wurzeln mit den *VDW C-Pilot files* von ISO 06 bis ISO 15 in aufsteigender Reihenfolge manuell aufbereitet und dabei nach jeder Feile mit destilliertem Wasser in einer Kanüle gespült, um den Kanal gängig zu machen. Die maschinelle Aufbereitung erfolgt mit dem *Komet F360-System*. Bei einem eingestellten Drehmoment von $M = 1,8 \text{ Ncm}$ und den dazu gehörigen Feilen wird bis ISO 60 auf 8 mm Länge aufbereitet. Die Kanalöffnung sollte anschließend exakt im 90° -Winkel zur abgetrennten Fläche stehen. Korrigiert wird dies mit Sandpapier, das die Fläche ausgleicht, damit beim späteren Pull-Out-Verfahren die Maschine gleichmäßigen Druck auf den Zahn aufbauen kann. Das probeweise Einsetzen eines Metall-Spreaders stellt dabei den korrekten Sitz im Kanal sicher. Ein weiteres Röntgenbild wird zur Kontrolle angefertigt (vgl. Abbildung 9-3).

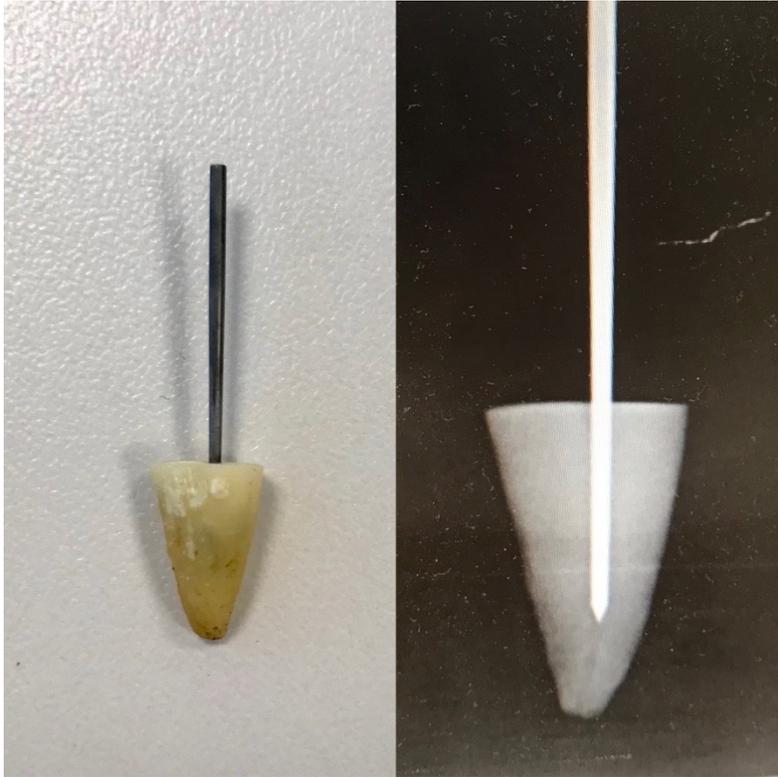


Abbildung 9-3: Beispielzahn v. l. n. r.: Probeweises Einsetzen des Metall-Spreaders und Röntgenkontrolle

Vor dem eigentlichen Füllvorgang werden alle Zähne einer Abschlussspülung unterzogen. Gespült wird je eine Minute mit 2 ml 3 % NaOCl, 2 ml 16 % EDTA und wieder 2 ml 3 % NaOCl. Zuletzt wird der Kanal mit jeweils drei Papier spitzen ISO 60 getrocknet.

9.3.3 Füllung

Vor dem Füllen werden alle Zähne in sechs randomisierte Gruppen à zehn Zähnen aufgeteilt. Jede Gruppe wird mit einem Metall-Spreader unterschiedlicher Temperatur bestückt, wobei die 37 °C-Gruppe als Referenzgruppe bei normaler Mundhöhlen-Temperatur dient.

Dazu werden die Gruppen der Metall-Spreader mit Ethanol entfettet und so lange im Thermoschrank erwärmt, bis sie die gewünschte Temperatur erreicht haben. Währenddessen werden die Zahnwurzeln mit dem *Apexit Plus*-Sealer befüllt. Dazu dient der *Endopilot*, welcher mit dem *Lentulo* Aufsatz bei einer Drehzahl von 500 rpm und einem Drehmoment von 1,0 Ncm den Sealer

gleichmäßig im gesamten Kanal verteilt. Im Anschluss wird der Spreader aus dem Thermoschrank geholt und innerhalb von wenigen Sekunden in den Kanal eingesetzt.

Als letztes werden die befüllten Zähne in eine 1 cm x 7,5 cm Vliesstoffkom-
presse der Firma *Medicomp* eingewickelt (vgl. Abbildung 9-4). Diese ist in künstlichen Speichel getränkt, welcher durch seine Inhaltsstoffe wie beispielsweise Natrium, Kalium und Magnesiumchlorid den Mineralstoffgehalt und die Feuchtigkeit des natürlichen Speichels imitiert. So trocknen die Zähne nicht aus oder demineralisieren während des Aushärtungsvorgangs des *Apexit Plus-Sealers*, damit eine vergleichbare Situation zum Patienten geschaffen ist. Zudem benötigt der *Apexit Plus-Sealer* wie auch die meisten herkömmlichen Sealer Feuchtigkeit zum Abbinden und Aushärten. Die gefüllten und eingewickelten Zähne werden daraufhin 28 Tage lang in gedeckelten Eppendorf-Reaktionsgefäßen in einem Thermoschrank bei 37 °C entsprechend der Mundtemperatur, gelagert und härten aus.

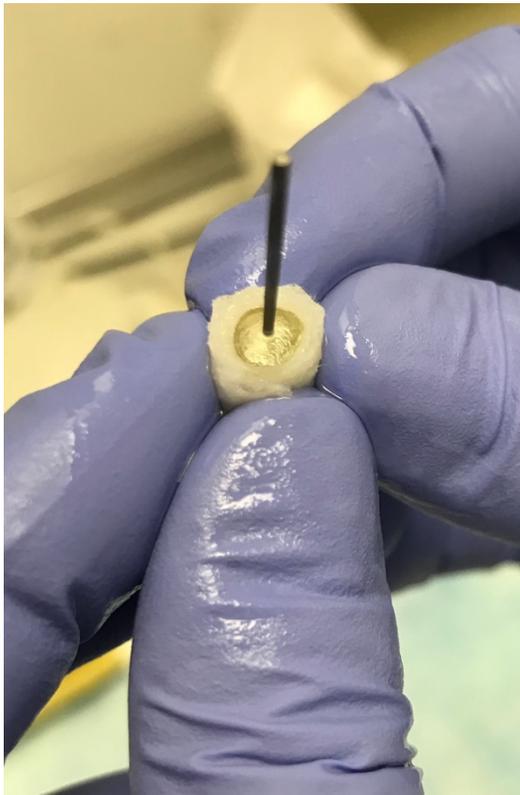


Abbildung 9-4: Zahn nach Füllung und Insertion des Metall-Spreaders mit in Speichel getränktem Gaze-Streifen umwickelt

9.3.4 Pull-Out-Verfahren

Nach 28 Tagen wird der Haftverbund des *Apexit Plus*-Sealers beim Pull-Out-Verfahren an der Universität zu Köln getestet. Dafür ist eine mechanische Zugprüfmaschine der Firma *Zwick Roell* so umgebaut, dass die oberen 6 mm des Spreaders gleichmäßig gefasst sind und ohne Reibung in zervikale Richtung bei einer Geschwindigkeit von 10 mm/min vor dem Kontakt zum Zahn und ab dem Kontakt zum Zahn bei einer Geschwindigkeit von 2 mm/min gezogen werden können. Währenddessen hält eine Leiste den Zahn davon ab der Bewegung zu folgen. So entsteht ein Zug, welcher den Spreader vollständig aus dem Zahn löst (vgl. Abbildung 9-5).



Abbildung 9-5: Beispielzahn v. l. n. r.: kurz vor und während des Pull-Out-Verfahrens

9.3.5 Analyseverfahren

Beim Analyseverfahren zeichnet die Maschine die angewendete Kraft in Newton auf. Dabei wird der maximale Kraftaufwand F aufgezeichnet, der benötigt wird, um bei konstanter Geschwindigkeit von 2 mm/min die Spreader

aus dem Zahn zu ziehen. Anschließend wird mithilfe dieser Kraft und der Fläche der Druck bestimmt. Anstatt der Untersuchung der Kraft wird der Druck betrachtet, um die Flächenabhängigkeit des Versuchsaufbaus zu berücksichtigen und eine statistische Analyse sowie Vergleiche zu anderen Studien zu ermöglichen.

Auf dem befreiten Spreader zeichnet sich zudem ein Abrissmuster, was darstellt, nach welchen Mechanismen sich der Sealer von der Kanalwand gelöst hat, der sogenannte Frakturmodus. Die Frakturmodi werden in Nahaufnahme fotografiert und neben dem Druck zur Bewertung des Haftverbundes herangezogen.

9.4 Auswertung

Im Folgenden wird die theoretische Auswertung erläutert. Die Durchführung dieser theoretischen Ansätze wird in Kapitel 10 präsentiert. Die Ermittlung des Kraftaufwandes wird als Methode verwendet, um damit indirekt auf den Haftverbund innerhalb des Wurzelkanals schließen zu können.

9.4.1 Auswertung der Resultate der Zugprüfmaschine

Die Daten der Zugprüfmaschine sowie die Dezentierung des Spreaders mit den dazugehörigen Frakturmodi werden anschließend bewertet und geben Aufschluss über den Haftverbund. Für diese Analyse und um sie statistisch auszuwerten sowie mit anderen Studien vergleichen zu können, wird der Druck p analysiert und bewertet. Dieser berechnet sind anhand folgender Formel:

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

Wobei F die größte benötigte aufgezeichnete Kraft darstellt und A die Fläche, über die die Kraft eingepreßt wird. Die wirksame Fläche des Spreaders entspricht dabei der gesamten Fläche. Die Fläche des Metall-Spreaders ähnelt der eines Kegels, sodass zur Berechnung der wirksamen Fläche zwischen Metall-Spreader und Kanalwand die Kegelstumpf Mantelfläche benutzt werden kann.

Diese ist wie folgt definiert:

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

Dabei ist s die Länge und r der Radius des Spreaders. Die Länge s lässt sich aus der Höhe h und dem Radius r_1 sowie r_2 wie folgt berechnen:

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

Die Höhe beträgt hier $h = 8 \text{ mm}$ und der Radius beträgt nach DIN ISO 60 $r_1 = 0,3 \text{ mm}$ und $r_2 = 0,38 \text{ mm}$. Die Fläche ergibt sich so zu:

$$\begin{aligned} A &= \pi \cdot \sqrt{(8 \text{ mm})^2 + (0,38 \text{ mm} - 0,3 \text{ mm})^2} \cdot (0,3 \text{ mm} + 0,38 \text{ mm}) \\ &= 17,09 \text{ mm}^2 \end{aligned}$$

Für alle Messungen ist also die Fläche grundsätzlich konstant $A = 17,09 \text{ mm}^2$. Die Spreader wurden manuell auf $h = 8 \text{ mm}$ eingeführt und jede Länge nach dem Pull-Out-Verfahren röntgenologisch geprüft. Da jedoch bei der manuellen Einführung der Spreader Messfehler auftreten können weicht die Länge bei einigen Spreadern ab. Außerdem können Projektionsfehler beim Röntgen und die Auflösung der Speicherfolie zu Messungenauigkeiten führen.

Um die effektive Haftfläche nicht zu verfälschen, müssen daher teilweise die Zementierungslänge anhand der Fotos und der Software *Measurist 2.3* (vgl. Abbildung 9-6) individuell bestimmt werden, um daraus die tatsächlich erzielten Haftwerte zu ermitteln.

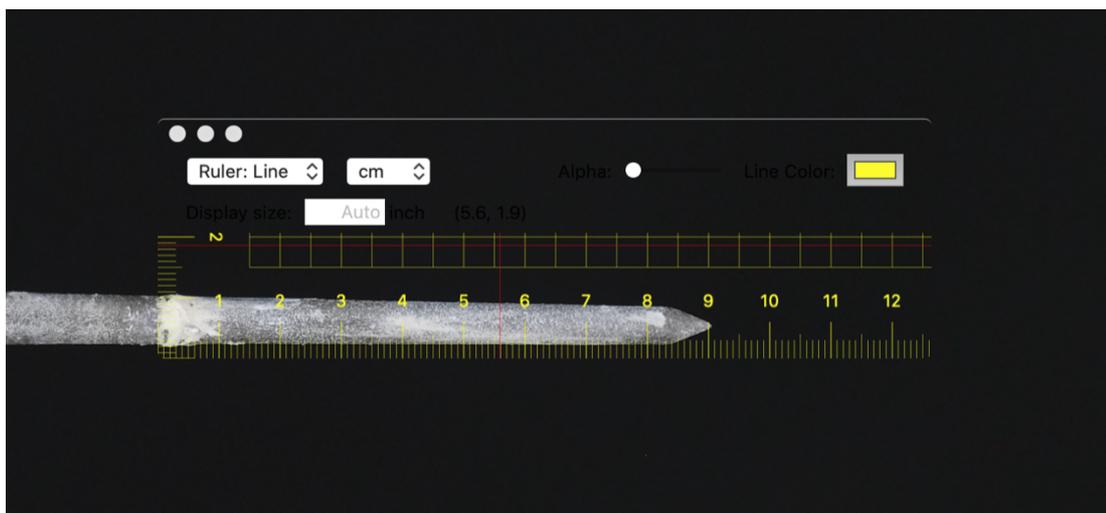


Abbildung 9-6: Bestimmung der exakten Zementierungslänge

Ab einer Abweichung der Zementierungslänge von 0,5 mm wurde, wie in Tabelle 9-2 dargestellt, die Haftfläche intervallweise neu bestimmt.

Tabelle 9-2: Berechnete Haftfläche nach Zementierungslänge

Zementierungslänge h [mm]								
6,0	6,5	7,0	7,5	8,0	8,5	9,0	9,5	10,0
Intervall h [mm]								
5,8 -	6,3 -	6,8 -	7,3 -	7,8 -	8,3 -	8,8 -	9,3 -	9,8 -
6,2	6,7	7,2	7,7	8,2	8,7	9,2	9,7	10,2
effektive Haftfläche A [mm ²]								
12,44	13,65	14,73	15,91	17,09	18,29	19,51	20,74	21,99

Die statistische Auswertung erfolgt anschließend mit dem Statistikprogramm SPSS 26. Dazu wird zunächst der Shapiro-Wilk-Test verwendet, welcher die Daten auf Normalverteilung prüft und somit die Grundvoraussetzung für das parametrische Verfahren ist. Die Nullhypothese ist dabei, dass die Daten normalverteilt sind, wenn $p = < 0,05$. Er entscheidet darüber, ob die Ergebnisse parametrisch oder nicht-parametrisch ausgewertet werden. In diesem Fall kommt für die Ergebnisse der experimentellen Gruppen eine nicht-parametrische Analyse mittels Kruskal-Wallis-Test und Mann-Whitney-Test zum Einsatz.

Kruskal-Wallis-Test

Der Kruskal-Wallis-Test ist ein nicht-parametrischer Test, der durch eine Varianzanalyse überprüft, ob Stichproben von mehr als zwei Gruppen einer gemeinsamen Population entstammen. Die Nullhypothese besagt dabei, dass zwischen den Gruppen kein Unterschied besteht.

Mann-Whitney-Test

Beim Mann-Whitney-Test wird in nicht-parametrischer Statistik getestet, ob es gleich wahrscheinlich ist, dass bei der Untersuchung von zwei Populationen ein zufällig ausgewählter Wert größer oder kleiner ist als ein zufällig ausgewählter Wert aus der anderen Population. Die Nullhypothese bedeutet

dabei, dass die Werte aus der einen Population nicht dazu neigen, größer bzw. kleiner zu sein als die der anderen Population.

9.4.2 Fraktographische Analyse der Spreader

Die fraktographische Analyse der Spreader dient dazu, feststellen zu können, an welche Stelle sich der Verbund zwischen Spreader, Sealer und Dentin gelöst hat, um eventuell gruppenspezifische Merkmale diagnostizieren zu können. Dazu werden die Spreader beidseitig untersucht, visuell ausgewertet und nach vier verschiedenen Kriterien prozentual unterteilt (vgl. Tabelle 9-3)

Tabelle 9-3: Arten der Frakturen

Adhäsive Fraktur am Dentin	Merkmal: Dicke Sealerschicht am Spreader
	Bedeutung: adhäsives Versagen des Sealers am Dentin
Adhäsive Fraktur am Spreader	Merkmal: Sauberer, mattglänzender Spreader
	Bedeutung: adhäsives Versagen des Sealers am Spreader
Kohäsive Fraktur am Spreader	Merkmal: Dünne Sealerschicht auf dem Spreader
	Bedeutung: kohäsives Versagen im Sealer
Gemischte Fraktur	Merkmal: Uneinheitliche Erscheinung der Spreaderoberfläche mit dem Auftreten von mindestens zwei verschiedenen Frakturmodi
	Bedeutung: kein vorherrschender Frakturmodus erkennbar

Abbildung 9-7 zeigt beispielhaft jede der vier Frakturarten aus der fraktografischen Auswertung. Dabei stellt Bild A die adhäsive Fraktur am Dentin, Bild B die adhäsive Fraktur am Spreader, Bild C die kohäsive Fraktur am Spreader und Bild D die gemischte Fraktur dar.

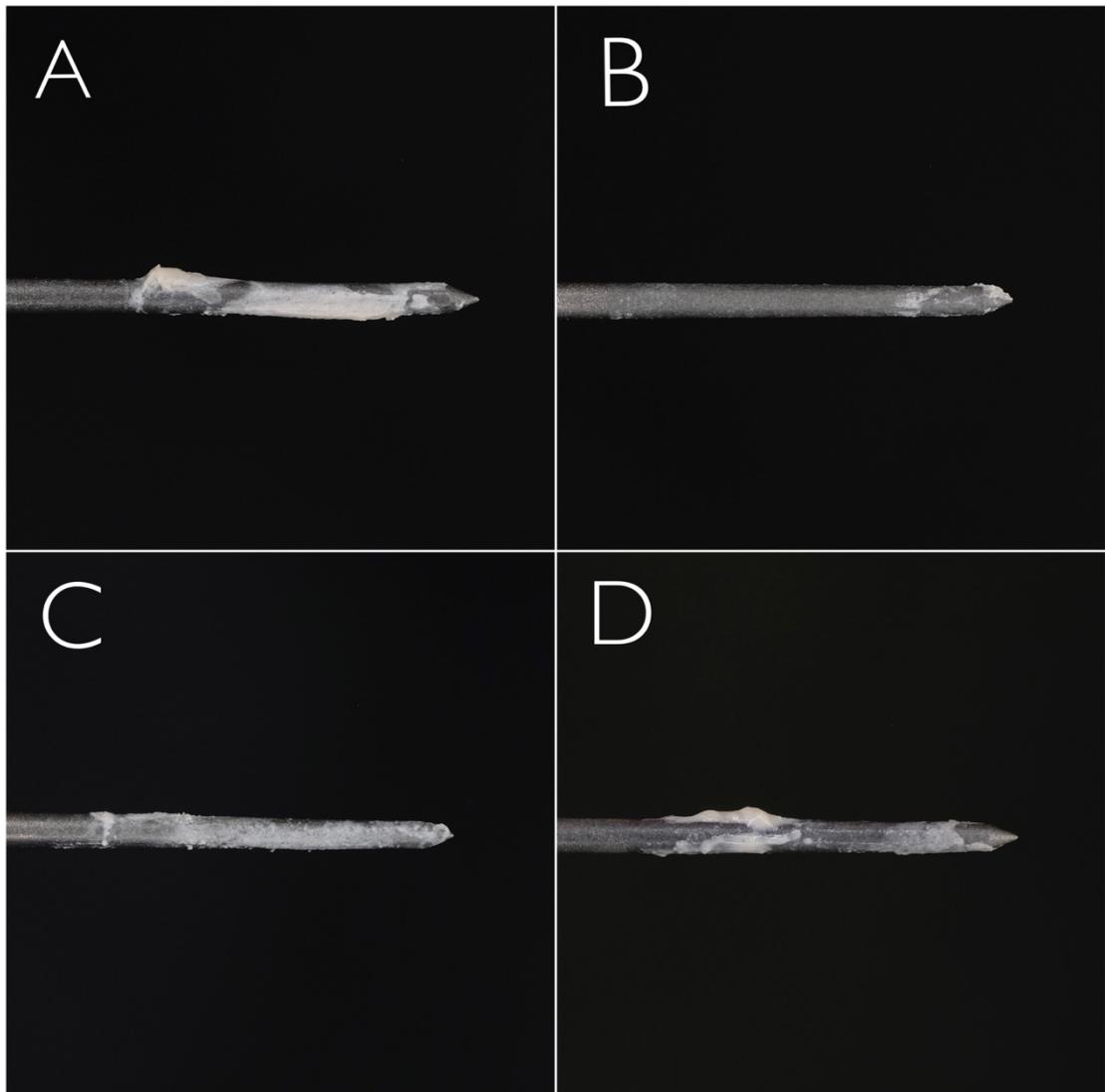


Abbildung 9-7: Beispielbilder der jeweiligen Frakturmodi A-D

10 Ergebnisse

Nun werden die Ergebnisse des Pull-Out-Verfahrens dargestellt, beginnend mit den umgerechneten Daten der Zugprüfmaschine, daraufhin deren nicht-parametrische, statistische Auswertung. Abschließend werden die Ergebnisse der Frakturmodi anhand von tabellarischer Auswertung gezeigt und die Ergebnisse zusammengefasst.

10.1 Ergebnisse der Zugprüfmaschine

Die Ergebnisse der Zugprüfmaschine werden für jede der sechs Gruppen tabellarisch dargestellt (vgl. Tabelle 10-1). Daraufhin folgt eine Darstellung im Kasten Diagramm (vgl. Abbildung 10-1).

Bei der Auswertung bleiben 30 Werte unverändert, bei den anderen muss die Fläche A mathematisch angepasst werden, weil hier eine längere oder kürzere Zementierungslänge ermittelt wird (vgl. Tabelle 9-2). Dabei werden für die sechs Temperaturgruppen jeweils der Mittelwert (MW), die Standardabweichung (SD), den Median, das Minimum (Min) und Maximum (Max), den Interquartilbereich (IQ) und den Signifikanzwert (p-Wert) ermittelt und dargestellt. Ein p-Wert kleiner oder gleich 0,05 gilt als signifikant und wird mit einem * versehen. Folgende Ergebnisse für die sechs verschiedenen Temperaturgruppen lassen sich ermitteln:

Tabelle 10-1: Ergebnisse der Zugprüfmaschine in MPa

Temp.	MW	SD	Median	Min	Max	IQ	p-Wert
37 ° C	0,57	0,63	0,27	0,09	2,01	0,74	0,010*
65 ° C	0,57	0,48	0,35	0,09	1,45	0,84	0,085
85 ° C	0,37	0,26	0,24	0,04	0,79	0,47	0,054
105 ° C	0,65	0,51	0,46	0,15	1,75	0,56	0,029*
125 ° C	0,68	0,62	0,54	0,10	2,28	0,54	0,004*
145 ° C	0,56	0,21	0,55	0,28	1,02	0,25	0,371

Da es bei vielen der Ergebnisse Werte gibt, welche stark von den restlichen Werten der Gruppe abweichen, wurden Abbildung 10-1 zur Übersicht alle Werte in Form einer Kastengrafik dargestellt.

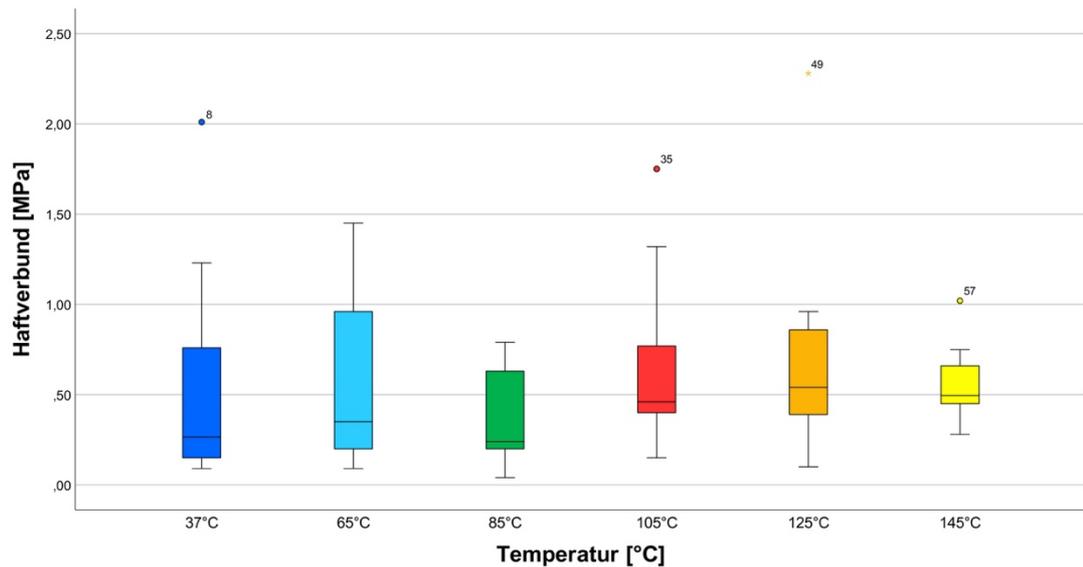


Abbildung 10-1: Darstellung der Ergebnisse von Gruppe 1-6 in einer Kastengrafik

Zusätzlich lässt sich während der Durchführung der Ergebnisse beobachten, dass in der Kraft-Zeit-Kurve der einzelnen Pull-Out-Werte die Kurve gleichmäßig flach im An- und Abstieg verläuft. Andere Sealer, deren Formel nicht auf Calciumsalicylat basiert, zeigen im Vergleich eine viel steilere Kurve. Dies lässt sich auf die unterschiedlichen Materialeigenschaften zurückführen und ist in 11.1.1 genauer erläutert.

10.2 Statistische Auswertung der Werte

Die statistische Analyse erfolgte mittels nicht-parametrischer Testverfahren, obwohl es nur in drei der sechs Gruppen signifikante Unterschiede mit $p < 0,05$ gab (vgl. Tabelle 10-1). Aufgrund dieses uneindeutigen Ergebnisses wurden beide Verfahren angewendet und beide zeigten keine Signifikanz. Für die Darstellung der Ergebnisse erfolgte daher nur der Einsatz nicht-parametrischer Testverfahren mittels Kruskal-Wallis-Test sowie paarweisen Mann-Whitney-Tests.

Kruskal-Wallis-Test

Die Unterschiede der Haftwerte zwischen den Gruppen waren nicht signifikant, da $p = 0,535$ betrug.

Mann-Whitney-Test

Die paarweise Analyse mittels Mann-Whitney-Test zur Haftverbundanalyse zwischen allen Gruppenpaaren ergab, wie in Tabelle 10-2 dargestellt, ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 10-2: Ergebnisse der statistischen Auswertung des Mann-Whitney-Tests

	37 °C	65 °C	85 °C	105 °C	125 °C	145 °C
37 °C		p=0,677	p=0,880	p=0,344	p=0,384	p=0,37
65 °C	p=0,677		p=0,472	p=0,450	p=0,520	p=0,384
85 °C	p=0,880	p=0,472		p=0,241	p=0,139	p=0,069
105 °C	p=0,344	p=0,450	p=0,241		p=0,880	p=0,705
125 °C	p=0,384	p=0,520	p=0,139	p=0,880		p=0,940
145 °C	p=0,307	p=0,384	p=0,069	p=0,705	p=0,940	

Das bedeutet, dass sowohl die zuerst durchgeführte Vergleichsanalyse aller sechs Temperaturgruppen keine Unterschiede zeigt, aber auch keiner der nachfolgenden Paarvergleiche. Insofern zeigt die nicht-parametrische Analyse, dass es keine signifikanten Haftverbundunterschiede von *Apexit Plus* in Abhängigkeit von der Temperatur gibt.

10.3 Ergebnisse der Frakturmodi

Es folgen die Ergebnisse der Frakturmodi jeder Gruppe anhand der optischen Einteilung in eine von vier möglichen Frakturarten. Die erste Gruppe steht dabei für die 37-Grad-Gruppe. Dabei konnte keine kohäsive Fraktur

festgestellt werden, sondern hauptsächlich adhäsive Fraktur am Stift und der gemischte Fraktur Typ.

Tabelle 10-3: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 1

Frakturmodus	Nummer									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Gruppe 1										
Adhäsive Fraktur am Dentin								X		
Adhäsive Fraktur am Stift		X	X	X		X	X			
Kohäsive Fraktur am Spreader										
Gemischte Fraktur	X				X				X	X

Darauf folgt in Tabelle 10-4 Gruppe 2, welche die 65 °C-Gruppe darstellt. Hier sind alle vier Frakturmodi regelmäßig aufgeteilt.

Tabelle 10-4: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 2

Frakturmodus	Nummer									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Gruppe 2										
Adhäsive Fraktur am Dentin	X							X		
Adhäsive Fraktur am Stift		X			X				X	
Kohäsive Fraktur am Spreader						X	X			
Gemischte Fraktur			X	X						X

Die Ergebnisse mit 85 °C sind in Tabelle 10-5 zu erkennen. Adhäsive Frakturen am Dentin sowie kohäsive Frakturen am Spreader sind am wenigsten vorhanden.

Tabelle 10-5: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 3

Frakturmodus	Nummer									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Gruppe 3										
Adhäsive Fraktur am Dentin							X			X
Adhäsive Fraktur am Stift		X	X		X				X	
Kohäsive Fraktur am Spreader				X						
Gemischte Fraktur	X					X		X		

Bei einer Temperatur von 105 °C lassen sich folgende Werte in Gruppe vier (Tabelle 10-6) ablesen. Auch hier sind alle Frakturmodi vertreten, wobei die adhäsive Fraktur am Stift und die gemischte Fraktur dominieren.

Tabelle 10-6: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 4

Frakturmodus	Nummer									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Gruppe 4										
Adhäsive Fraktur am Dentin						X				
Adhäsive Fraktur am Stift	X			X	X			X		X
Kohäsive Fraktur am Spreader							X			

Gemischte Fraktur		X	X						X	
-------------------	--	---	---	--	--	--	--	--	---	--

In Tabelle 10-7 ist die Frakturverteilung mit allen vier Arten bei 125 °C dargestellt, wobei die gemischten Frakturen am häufigsten vertreten ist.

Tabelle 10-7: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 5

Frakturmodus	Nummer									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Gruppe 5										
Adhäsive Fraktur am Dentin									X	X
Adhäsive Fraktur am Stift		X	X				X			
Kohäsive Fraktur am Spreader						X				
Gemischte Fraktur	X			X	X			X		

Als letztes folgt die 145 °C-Gruppe in Tabelle 10-8. Auch hier überwiegt die adhäsive Fraktur am Stift.

Tabelle 10-8: Frakturverteilung der Spreader-Gruppe 6

Frakturmodus	Nummer									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Gruppe 6										
Adhäsive Fraktur am Dentin						X	X			
Adhäsive Fraktur am Stift		X		X	X				X	

Kohäsive Fraktur am Spreader	X									
Gemischte Fraktur			X					X		X

Anhand der Daten in Tabelle 10-3 bis Tabelle 10-8 lässt sich erkennen, dass alle Frakturmodi in jeder Temperaturgruppe, mit Ausnahme der kohäsiven Fraktur in der 37 °C-Gruppe, vertreten sind. Zudem ist die Verteilung der einzelnen Frakturmodi innerhalb der Gruppen relativ gleichmäßig. Es ist demnach keine Korrelation zwischen Temperatur und Frakturmodus nachvollziehbar.

Bei Betrachtung der beiden Werte rückt außerdem die Frage in den Vordergrund, ob ein möglicher Zusammenhang zwischen der Höhe des Haftverbunds und dem ermittelten Frakturmodus bestehen könnte. Zum Beispiel, ob bei einem hohen Haftverbund ein spezieller Frakturmodus zu beobachten ist oder auch, ob ein niedriger Haftverbund mit einem der möglichen Frakturmodi korreliert. Da aus den Ergebnissen hervorgeht, dass die verschiedenen Frakturmodi bei allen Haftverbundwerten festgestellt werden können, aber keine spezifischen Frakturmodi vorliegen, ist eine Korrelationsanalyse ebenfalls nicht signifikant, da der p-Wert auch hier nicht kleiner oder gleich 0,05 ist. Daher konnte keine Signifikanz festgestellt werden, was bedeutet, dass keine Korrelation zwischen Haftwert und Frakturmodus vorliegt.

10.4 Zusammenfassung

Anhand der durchgeführten Analysen lässt sich erkennen, dass bei der Haftverbundanalyse von *Apexit Plus* die Temperatur keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund hatte. Dies lässt sich anhand der nicht signifikanten p-Wertes bei der Durchführung des Kruskal-Wallis-Tests (nicht-parametrisch) erkennen. Es waren zwar leichte Schwankungen der Medianwerte zu beobachten, ebenso ein leichter Anstieg des Haftwertes bei

höheren Temperaturen. Dennoch war der jeweilige Haftverbund nicht signifikant verschieden.

11 Diskussion

Nachdem die Versuche durchgeführt und Ergebnisse dargestellt sind, können sowohl die Ergebnisse, als auch die Methodik einer kritischen Bewertung unterzogen werden.

11.1 Diskussion der Ergebnisse

Die erhaltenen Ergebnisse können nun mit anderen Studien verglichen werden und die Arbeitshypothesen anhand von Haftwerten und Frakturmodi verifiziert werden.

11.1.1 Vergleich der Haftwerte

Die Kraft-Zeit-Kurven zeigen einen sehr gleichmäßigen An- und Abstieg der Kurve. Das liegt daran, dass der Sealer *Apexit Plus* auf Calciumsalicylatbasis eine geringere Materialfestigkeit nach dem Aushärten hat. Es handelt sich um ein eher sprödes, schmieriges Material, welches den Druck graduell auf- und abbaut. Andere Sealer, deren Formel nicht auf Calciumsalicylat basieren, haben oft eine höhere Dichte nach dem Aushärten und zeigen daher im Vergleich einen steileren An- und Abstieg in der Kraft-Zeit-Kurve.

Die Schwankungen der Haftwerte, insbesondere bei 37 °C und 65 °C waren höher als in den anderen Gruppen. Auch wenn vereinzelte Werte in der Studie deutlich höher ausfielen, waren dies eher Schwankungen oder Ausreißer und kein eindeutiger Trend. Durch diese Ausreißer ist der Mittelwert nur relativ zu betrachten und gibt eher eine Tendenz an. Bei experimentellen Studien mit humanem Zahnmaterial sind solche Ausreißer oftmals nicht zu vermeiden (Yassen et al. 2011). Insgesamt ließ sich aber keine signifikante Veränderung des Haftwertes verzeichnen.

Zusammenfassend bedeutet das, dass sich der Haftverbund unter Hitzeeinwirkung nicht negativ verändert. Damit ist bewiesen, dass *Apexit Plus* sich für die Heißfülltechnik eignet.

Die Beantwortung der ersten Hypothese dieser Arbeit lautet damit wie folgt:

Ist *Apexit Plus* für Wurzelkanalfüllungen mit Warmfülltechnik geeignet?

→ Diese Hypothese wird **angenommen**.

Bei wärmeren Temperaturen ließ sich eine tendenzielle, aber kaum merkliche Verbesserung des Haftverbunds erkennen (vgl. Abbildung 10-1). Vermutlich beruht diese auf den relativ kleinen Versuchsgruppen, da die Hinlenkung so zufällig entstanden sein könnte. Weitere Untersuchungen zum Temperaturverhalten mit größeren Fallzahlen sind daher sinnvoll. Aus den Ergebnissen ergibt sich auch die Beantwortung der zweiten Hypothese:

Kann durch die Warmfülltechnik der Haftverbund dieses Sealers verbessert werden?

→ Diese Hypothese wird **bedingt angenommen**.

Werden nun diese Ergebnisse im Vergleich zu anderen Studien betrachtet, welche ein ähnliches Thema behandelt haben, lassen sich die Ergebnisse verifizieren.

Camilleri (2015) dokumentierte das Verhalten von *Apexit Plus* in Bezug auf Abbindezeit, Fließrate und Schichtstärke bei 37 °C im Vergleich zu 100 °C. Auch hier sind in allen drei Kategorien kaum Unterschiede oder zum Teil sogar Verbesserungen festzustellen. *Apexit Plus* wird auch hier als für Hitze geeignet erklärt.

Zudem scheinen bei Calciumsalicylat-Sealern oftmals keine höheren Haftwerte als durchschnittlich 0,5 bis 0,6 MPa im Median erzielbar zu sein (Dietrich et al. 2018, Schreiber et al. 2019), wobei die Literatur oftmals nur den Mittelwert (Chavez-Andrade et al. 2013, Gettleman et al. 1991) und nicht den Median angibt, obwohl dieser durch die vielen Ausreißer eventuell genauere Ergebnisse liefern könnte.

11.1.2 Vergleich der Frakturmodi

Es ist zu erkennen, dass alle Frakturmodi in fast jeder Temperaturgruppe vertreten sind. Zudem ist die Verteilung der einzelnen Frakturmodi innerhalb der Gruppen relativ gleichmäßig. Es ist demnach keine Korrelation zwischen Temperatur und Frakturmodus nachvollziehbar.

Ist die Art der Haftung von *Apexit Plus* aufgrund seiner Frakturmodi einheitlich?

→ Diese Hypothese wird **abgelehnt**.

11.2 Diskussion der Methodik

Bei der Ausführung dieser Studie werden im Folgenden die Methodik der einzelnen Schritte von der Auswahl der Zähne bis zum Analyseverfahren und möglichen weiteren Untersuchungen diskutiert.

11.2.1 Auswahl der Zähne

Da ein Test des Haftverbunds in vivo zu kompliziert und ethisch fragwürdig ist und zudem viele Messfehlerquellen birgt, werden stattdessen extrahierte Zähne für In-vitro-Tests verwendet (Humel et al. 2016). Zudem werden ausschließlich humane Zähne statt bovine verwendet, denn für letztere bestehen aufgrund ihrer zum Menschen stark differenzierten Morphologie und chemischen Komposition nur inkonsistente Daten darüber, ob sie zu einer solchen Recherche geeignet sind (Yassen et al. 2011). Generell wird vom Gebrauch von Rinderzähnen zu klinischen Studien zur Haftkraft daher abgeraten (Retief et al. 1990).

Bei den gesammelten Zähnen wurde darauf geachtet, dass diese nach der Extraktion schnellstmöglich in eine 0,001 % Natriumazid-Lösung eingelegt werden, um sie zu desinfizieren und gleichzeitig vor dem Austrocknen zu schützen. Diese Aufbewahrungslösung hat keinen Einfluss auf den Haftverbund (Humel et al. 2016).

Bei der Auswahl wurde auf folgende Kriterien geachtet:

1. Einwurzelige Zähne
2. Gerade Wurzel und Wurzelkanal mit rundem Querschnitt
3. Mindestlänge von 8 mm
4. Kariesfrei an Wurzeln
5. Keine vorherigen endodontischen Behandlungen
6. Keine Ausbuchtungen innerhalb des Wurzelkanals

Auch wenn eine gerade Wurzel mit geradem Wurzelkanal eher eine Ausnahme als eine Regel darstellt (Ansari et al. 2012), ist diese nötig, um den starren Metall-Spreader später ohne zu verkanten in den Zahn einführen zu können. Die Zähne wurden alle visuell und röntgenologisch auf das Erfüllen der Kriterien geprüft. Dadurch, dass die Zähne in verschiedenen Zahnarztpraxen nicht kategorisiert werden, gibt es keine Angaben zum Alter der Patienten. Es könnten dadurch Unterschiede in der Verbundkraft auftreten, da ältere Zähne vermehrt Tertiärdentin, Mikrorisse und Sklerosierungen aufweisen. Durch die Randomisierung in den Gruppen, die es zu einer Doppelblindstudie machen, dürfte dieser Faktor allerdings nicht zur Last fallen und das Ergebnis nicht durch Erwartungen oder Einfluss manipuliert sein.

11.2.2 Dekapitierung der Zähne

Alle Zähne wurden mit einem rote Winkelstück und Diamantbohrer unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze dekapiert, um sicher zu stellen, dass man sich unterhalb des Pulpenbodens befindet um das Pull-Out-Verfahren zu ermöglichen. Danach wurden alle Zähne mit Sandpapier so korrigiert, dass der Wurzelkanal einen 90°-Winkel zur dekapierten Zahnoberfläche aufweist. Dies ist von Bedeutung, weil die Maschine beim Pull-Out-Verfahren die Zahnoberfläche gleichmäßig und gleichzeitig berühren soll. So wird ein Verkanten des Spreaders und damit ein viel zu hoher Kraftaufwand vermieden, welcher die Ergebnisse verfälschen würde.

11.2.3 Instrumentierung der Wurzelkanäle

Bei der Aufbereitung kann generell zwischen manueller und maschineller Art gewählt werden. In diesen Versuchen wurden die Zähne nur initial bis ISO 15

manuell instrumentiert, um daraufhin für die maschinelle Aufbereitung auf das *Komet F360-System* zu wechseln. Die maschinelle Aufbereitung schafft nicht nur weniger Unregelmäßigkeiten im Kanal, sondern bewirkt eine replizierbare und gleichmäßige Ausgangssituation für die einzelnen Versuchsgruppen. Dabei werden Nickel-Titan-Feilen verwendet, denn diese sind den traditionellen rostfreien Stahl-Feilen durch höhere Elastizität und bessere Resistenz gegenüber Torsion vorzuziehen (Agarwal et al. 2018). Bei einem einheitlichen Drehmoment von 1,8 Ncm werden die *Komet F360-Feilen* von ISO 25 bis ISO 45 verwendet und als ISO 60 Feile die *BioRace Taper 02*, da diese Größe im *F360-System* nicht vorhanden ist. So werden bei allen Zähnen die ersten graden 8 mm des Kanals aufbereitet. Die Aufbereitungsgröße von ISO 60 entspricht dabei der Größe der Metall-Spreader. Durch die Kongruenz wird nach Befüllen des Zahnes eine gleichmäßige Schichtstärke im gesamten Kanal ermöglicht. Diese wird angestrebt, da ansonsten bei einer zu hohen Abweichung der Schichtstärke die Haftwerte beeinflusst werden können (Prado et al. 2016).

Während der Instrumentierung wird als Spüllösung ausschließlich destilliertes Wasser verwendet, denn für die meisten gängigen Spülungen wurden Veränderungen auf den Haftverbund nachgewiesen (Schwartz 2006). Destilliertes Wasser hingegen hat keinen Effekt auf den Haftverbund oder den Sealer und eignet sich daher ideal als Spüllösung für Studien.

11.2.4 Durchführung der Wurzelkanalfüllung

Vor dem Füllen werden alle Zähne mit einer Abschlusspülung behandelt. Diese beinhaltet je eine Minute 2 ml NaOCl, 2 ml EDTA und 2 ml NaOCl um die Schmierschicht und Fremdkörper zu entfernen, und so eine optimale Vorbereitung für den Sealer zu schaffen. Anschließend werden alle Zähne mit jeweils drei Papierspitzen ISO 60 getrocknet, es verbleibt jedoch danach noch ein geringer Flüssigkeitsgehalt, den der Sealer *Apexit Plus* zum Abbinden benötigt und der zudem für eine dichtere Verbindung zwischen Dentin und Sealer sorgt (Nagas et al. 2012).

Die Metall-Spreader werden derweil mit Ethanol entfettet und im Thermo-schrank auf die jeweilige Temperatur der Versuchsgruppe erwärmt. Zum

Einbringen des Sealers *Apexit Plus* wird ein *Lentulo*-Aufsatz mit dem *Endopilot* bei einer Drehzahl von 500 rpm gewählt. Dieser verteilt den Sealer gleichmäßig im gesamten Kanal und schafft eine einheitliche, kontinuierliche Schicht des Sealers (Akgungor et al. 2006), was wiederum eine für Studien nötige Vergleichsbasis schafft. Bei Zweikomponenten Wurzelkanalfüllpasten sollte jedoch beachtet werden, dass es nicht zu lange oder mit viel Druck angewendet wird, da die Energie in Form von Wärme, die hier auf den Sealer eingetragen wird, eine verfrühte Abbindung hervorrufen könnte (Kim et al. 2010). Laut Hersteller ist *Apexit Plus* dennoch für die Applikation mit dem *Lentulo*-Aufsatz geeignet.

Sobald *Apexit Plus* im Kanal verteilt ist, wird der vorgewärmte Metall-Spreader so zügig wie möglich in den Kanal auf 8 mm Tiefe eingebracht. Die Tiefe des Einbringens und die Dauer der Applikation sind dabei bei allen Zähnen gleich. Die Fülltechnik kann mit der in der Praxis oft verwendeten Einstift-Technik verglichen werden, bei der ein einzelner Guttaperchastift zentral im Kanal sitzt und auf leichte Klemmpassung angepasst ist. Die ermittelten Haftwerte sollten daher mit denen in vivo kongruieren.

11.2.5 Lagerung der Proben

Nach der Füllung mit *Apexit Plus* und der Insertion des Spreaders werden alle Zähne vorsichtig mit einer in künstlichem Speichel getränkten Vlieskom-
presse seitlich umwickelt und aufrecht in einem 1,5 ml fassenden Eppendorf-
Reaktionsgefäße gelagert. Der Speichel imitiert die Situation in der
Mundhöhle, bei der ein Zahn nach der Wurzelkanalfüllung in direkten Kontakt
mit Speichel kommt und durch die Dentinkanäle feucht gehalten wird. Durch
die Aushärtezeit von 28 Tagen ist ein abgeschlossenes Abbinden des Sealers
garantiert und die derweilige Lagerung in einem Thermoschrank bei 37 °C gibt
wiederum eine Situation ähnlich der Mundhöhle wieder. Humel et al. (2016)
zeigt zudem, dass die Lagerungsumstände kaum einen Effekt auf den
Haftverbund haben.

11.2.6 Auswahl der Temperaturprotokolle

In dieser Versuchsreihe wurden sechs Gruppen bei jeweils unterschiedlichen Temperaturen befüllt. Die erste Temperatur von 37 °C entspricht dabei der Mundtemperatur und dient in den meisten Studien als Referenzwert (Lacey et al. 2006). Ab 65 °C geht es dann in aufsteigenden 20 °C Schritten bis 145 °C als höchster Messwert. Diese gewählten Temperaturen beruhen auf einer Studie von Camilleri (2015), bei der beschrieben wird, dass Guttapercha beim Erwärmen zwei Phasenänderungen durchläuft. Er wandelt sich zunächst von der Beta- zu Alpha-Phase um und geht als letztes ab einer Temperatur von 60 °C in die amorphe Phase über (Goodman et al. 1974). So wird im Temperaturprotokoll die erste Temperatur, abgesehen vom Vergleichswert, auf 65 °C festgelegt. Die 5 °C Erhöhung werden addiert, um die ca. 5 °C Temperaturverlust auszugleichen, welche beim Herausnehmen des Spreaders aus dem Thermoschrank bis zum Inserieren in den Zahn entsteht. So ist eine Mindesttemperatur von 60 °C für die amorphe Phase des Guttapercha gesichert. Die maximale Temperatur von 145 °C ergibt sich dadurch, dass die meisten thermoplastischen Systeme zwar bei einer Temperatur von 200 °C verfahren, die tatsächliche gemessene Temperatur am Plugger allerdings meist über 50 °C unter diesem eingestellten Wert liegt (Silver et al. 1999). Daher wird die maximale Temperatur auf 145 °C mit abermals einberechneten Temperaturverlust von 5 °C gewählt.

Aus dieser Ungenauigkeit der thermoplastischen Geräte geht die nachfolgende Perspektive von Vorversuchen hervor.

11.2.7 Durchführung der Vorversuche

Vor der Durchführung der Studie hätten zunächst noch verschiedene Versuche als Perspektive für diese Dissertation zur Warmfülltechnik ergänzt werden können. Dies hätte Aufschluss darüber gegeben, wie sich unterschiedliche Geräte zur Erwärmung bei verschiedenen Temperaturen verhalten und den Verlauf, wie schnell diese jeweils abkühlen. Diese Temperaturmessungen für Warmfülltechniken geben Auskunft, ob die Art der Geräte einen ähnlichen Unterschied machen, wie die Erhöhung der

Temperatur selbst. Im Folgenden wird die beispielhafte Planung einer solchen Vorversuchsreihe skizziert.

Temperaturen von:

1. *Thermafil*
2. *Guttacore*
3. Downpack
4. Backfill
5. Koronales Abschmelzen mit *Heat Carrier*

Geräte und Techniken (jeweils bei fünf verschiedenen Temperaturen):

1. *Thermafil Oven*
2. *GuttaMaster Oven*
3. *EndoPilot* Downpack
4. *Elements Obturation Unit* Downpack
5. *Elements Obturation Unit* Backfill
6. *Gutta Gun Backfill EP*
7. *BeeFill* Downpack
8. *BeeFill* Backfill

11.2.8 Verfahren zur Messung der Haftwerte

Versuche zum Ermitteln des Haftverbunds bauen auf drei verschiedene Arten auf, basierend auf deren Krafterwirkung: der Pull-Out-Test, der Push-Out-Test und das Ausstoßverfahren (Sirisha et al. 2014).

Die Rechtfertigung dieser drei Verfahren beruht darauf, dass je stärker die Adhäsion zwischen Zahn und Material ist, desto besser kann es Kräften der oralen Funktion standhalten (Munck et al. 2006). Allerdings ist die klinische Aussagekraft aller Verfahren dahingehend nur bedingt glaubhaft, als dass der Haftverbund in vivo vor allem zyklischen Kaukräften ausgesetzt ist, welche in den Tests nicht umgesetzt werden können (Munck et al. 2005). Daher können durch die Verfahren nur Tendenzen erkannt werden, denn es wurde noch kein vollkommen verlässliches Labormodell entwickelt. Nur aus den klinischen

Evidenzen gehen bisher die sichersten Daten zum Haftverbund hervor (Sudsangiam et al. 1999).

Pull-Out-Verfahren

Das in dieser Dissertation verwendete und von Ebert et al. (2011) weiterentwickelte Pull-Out-Verfahren nutzt einen silikatisierten und silanisierten Metall-Spreader, um einen höheren Haftverbund mit dem zu testenden Material zu vermitteln und die Frakturanfälligkeit an der Grenzfläche zwischen Spreader und Wurzelkanalfüllpaste zu eliminieren.

Die auf den Zahn axial einwirkende Kraft vergrößert sich so lange bis der Haftverbund nachgibt und der Spreader aus dem Zahn gezogen ist. Hierbei wird die Kraft auf den gesamten Metallstift übertragen und gibt so den vollständigen Verbund des Zahnes wieder (Ulgey et al. 2020), anstatt wie beim Push-Out-Verfahren einzelne Teile des Wurzelkanals zu analysieren. Die benötigte Kraft für jeden Spreader wird dabei in Newton angegeben (Giachetti et al. 2004) und anschließend wird der Druck ermittelt, um die effektive Haftfläche mit einzubeziehen und dann statistisch ausgewertet werden zu können (Macedo et al. 2010).

Die Zugkraft repräsentiert in vivo extrudierende Kräfte, wie sie zum Beispiel bei der partiellen Entfernung der Wurzelfüllung vor Einsetzen eines Stifts vorkommen.

Die Vorteile dieses Verfahrens liegen vor allem in dem, im Vergleich zu anderen Methoden, kurzen Vorbereitungsaufwand und schnellem Verfahren, in dem eine große Anzahl von Proben untersucht werden können (Ulgey et al. 2020). Dies verringert nicht nur die möglichen Fehlerquellen, die sich bei einem technisch sensitiven Verfahren leichter einschleichen, sondern ermöglicht auch durch den geringen Aufwand Studien mit mehr Stichproben, woraus verlässlichere und umfassende Ergebnisse resultieren sollten. Zudem können nach dem Test anhand des Metall-Spreaders die Frakturmodi analysiert werden, oder falls die alleinige Analyse des Spreaders nicht genügt,

kann durch Längsspaltung des Zahnes eine mikroskopische Evaluation der Wurzeloberfläche erfolgen (Binus et al. 2013).

Das Pull-Out-Verfahren wird bereits von vielen Autoren verwendet (D'Arcangelo et al. 2007) und erweist sich als geeignete Methode zur Haftverbundmessung (Ebert et al. 2011).

Push-Out-Verfahren

Im Push-Out-Verfahren wird der Zahn nach der Füllung in gleichmäßige Scheiben orthogonal zu seiner Achse geschnitten (Kim et al. 2010). Nachdem sie in der Testmaschine eingespannt sind, drückt ein Zylinder, dessen Durchmesser geringer ist als der der Füllungsfläche, die Füllung parallel zur Haftfläche aus der Zahnscheibe heraus ohne dabei das Dentin zu berühren und misst die benötigte Kraft (Kim et al. 2010). Bei dieser Technik können so verschiedene Abschnitte des Wurzelkanals betrachtet und analysiert werden, denn bereits innerhalb einer Füllung können verschiedene Haftwerte entstehen (Gesi et al. 2005). Zudem stellt der Push-Out-Test eine bessere Auswertung der Verbundkraft als der Microtensile-Test dar (Goracci et al. 2004), weil die Frakturen parallel zur Dentin-Sealer Verbundfläche auftreten und dadurch einen wahren Schertest darstellen (Drummond et al. 1996). Durch die verlässlichen Werte hat sich der Push-Out-Test als Haftkraftmessverfahren etabliert (Loxley et al. 2003).

Das Verfahren bringt durch seine aufwendige Durchführung jedoch auch den Nachteil mit sich, dass durch die Probenherstellung bedingt Artefakte beim Schneiden der Zähne entstehen können. Zudem stellt das aufwändige Verfahren für Sealer mit von Grund auf geringeren Haftwerten die Gefahr dar, die Ergebnisse negativ zu beeinflussen, weil während des Teilungsvorgangs die Vibration eine teilweise Desintegration der Sealerstruktur hervorrufen kann (Binus et al. 2013).

Ausstoßverfahren

Beim Ausstoßverfahren, oder auch Microtensile-Test genannt, werden vor allem adhäsive Materialien wie zum Beispiel Komposite getestet (Pashley et al. 1999). Das Material wird dazu auf die koronale Fläche des gestutzten

Zahnes polymerisiert und der Zahn in Scheiben parallel zu seiner Achse geschnitten. (Sano et al. 2019). Die Scheiben können nun in zwei verschiedenen Techniken weiterverarbeitet werden. Bei der Beschnitt-Technik wird die Scheibe mithilfe eines Bohrers in Sanduhr- oder Hantelform getrimmt, um die Spannung aus dem Material zu verringern (Sirisha et al. 2014). Bei der Nicht-Beschnitt-Technik wird lediglich mit einer Trennscheibe der Zahnschnitt beidseits gekürzt, sodass eine stäbchenform entsteht (Sano et al. 2019). Das Zahnfragment wird anschließend in eine Maschine eingebracht, die solange Zug ausübt, bis es zum Versagen des Haftverbundes kommt (Monticelli et al. 2006). So können Haftflächen unterschiedlicher Regionen des Zahnes untersucht werden, welche ein noch klareres Urteil über die lokalen Unterschiede im Haftverbund geben als der Push-Out-Test (Pashley et al. 1999).

Der große Nachteil in dieser Methode liegt in dem sehr technisch sensitiven Verfahren, was viele Manipulationen und Fehlerquellen birgt. Daher kann es bei den Ergebnissen zu großen Standardabweichungen und frühzeitigem Haftverlust kommen, was das Verfahren zum Testen von Sealerhaftwerten ungeeignet macht (Goracci et al. 2004). Die vorgefertigte Form für die Komposit-Platzierung kann zudem zu Spannungsanhäufungen innerhalb der Verbundfläche führen (Sirisha et al. 2014).

12 Schlussfolgerung

Der Haftverbund alleine ist nicht ausschlaggebend für den klinischen Erfolg eines Sealers (Grossmann 1988), jedoch ein wichtiger Faktor der endodontischen Behandlung. Seine Bedeutung wird unter anderem beim Setzen eines Wurzelstiftes oder als Frakturprävention eines geschwächten Zahnes deutlich (Bhat et al. 2012). Seit einiger Zeit wird zur Unterstützung einer erfolgreichen Wurzelkanalfüllung die Warmfülltechnik verwendet. Diese produziert eine homogene Füllungsmasse, welche die Dichte der Füllung erhöht (Tagger et al. 1988) und daher an Popularität gewinnt (DeLong et al. 2015). Dabei ist jedoch auf die Art des Sealers zu achten, da sich nicht jede Wurzelkanalfüllpaste für die Technik mit erwärmtem Guttapercha eignet (Camilleri 2015).

In dieser Studie wurde der Haftverbund von *Apexit Plus* bei verschiedenen Temperaturen mithilfe des Pull-Out-Verfahrens und fraktographischer Analyse untersucht. Dabei konnte festgestellt werden, dass sich der Sealer unter Temperatureinfluss im Sinne seiner Haftkraft nicht verändert, wodurch er sich für die Warmfülltechnik eignet. Ob er dadurch auch seine Haftkraft verbessert, konnte nicht eindeutig gezeigt werden und bedarf daher im Ausblick weiterer Untersuchungen mit einer größeren Probenanzahl. Die Untersuchung der Frakturmodi ergibt, dass es keine Korrelation zwischen Temperatur und Frakturmodus gibt.

Die Ergebnisse dieser Dissertation, wie auch die der meisten hier aufgeführten Studien basieren auf In-vitro-Untersuchungen, da die Versuche in vivo nicht nachgestellt werden können (Sudsangiam et al. 1999). Aufgrund dessen können die Verfahren nicht unmittelbar auf die klinische Situation übertragen werden, sie lassen allerdings Tendenzen erkennen, welche für die klinische Umsetzung brauchbar sind.

13 Literaturverzeichnis

1. Agarwal S, Nagpal R, Singh UP (2018) NiTi Endodontics: Contemporary Views Reviewed. *Austin Journal of Dentistry*; 5(4): 1112.
2. Ahuja L, Jasuja P, Verma KG et al. (2016) A Comparative Evaluation of Sealing Ability of New MTA Based Sealers with Conventional Resin Based Sealer: An In-vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*; 10(7): ZC76-ZC799.
3. Akgungor G, Akkayan B (2006) Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 95(5): 368-378.
4. Alemán Navas RM, Martínez Mendoza MG (2010) Case Report: Late Complication of a Dry Socket Treatment. *International Journal of Dentistry*; Vol. 2010, Article ID 479306.
5. Amin SAW, Seyam RS, El-Samman MA (2012) The effect of prior calcium hydroxide intracanal placement on the bond strength of two calcium silicate-based and an epoxy resin-based endodontic sealer. *Journal of Endodontics*; 38(5): 696- 699.
6. Andersen M, Lund A, Andreasen JO et al. (1992) In vitro solubility of human pulp tissue in calcium hydroxide and sodium hypochlorite. *Endodontics and Dental Traumatology*; 8(3): 104-108.
7. Ansari I, Maria R (2012) Managing curved canals. *Contemporary Clinical Dentistry*; 3(2): 237-241.

8. *Apexit Plus* Gebrauchsinformation, Ivoclar Vivadent, abgerufen am 20.04.2020,
https://www.ivoclarvivadent.com/de/p/alle/produkte/stiftstumpfaufbau_endodontie/wurzelkanalsealer-/apexit-plus
9. Athanassiadis B, Abbott PV, Walsh LJ (2007) The use of calcium hydroxide, antibiotics and biocides as antimicrobial medicaments in endodontics. *Australian Dental Journal*; 52(3): 64-82.
10. Augsburger RA, Peters DD (1990) Radiographic evaluation of extruded obturation materials. *Journal of Endodontics*; 16(10): 492-497.
11. Ayhan H, Sultan N, Çirak M et al. (1999) Antimicrobial effects of various endodontic irrigants on selected microorganisms. *International Endodontic Journal*; 32(2): 99-102.
12. Badole GP, Warhadpande MM, Meshram GK et al. (2013) A comparative evaluation of cytotoxicity of root canal sealers: an in vitro study. *Restorative Dentistry and Endodontics*; 38(4): 204-209.
13. Bailey GC, Ng Y-L, Cunnington SA et al. (2004) Root canal obturation by ultrasonic condensation of gutta-percha. Part II: An in vitro investigation of the quality of obturation. *International Endodontic Journal*; 37(10): 694-698.
14. Baratto-Filho F, de Carvalho JR, Fariniuk LF et al. (2004) Morphometric analysis of the effectiveness of different concentrations of sodium hypochlorite associated with rotary instrumentation for root canal cleaning. *Brazilian Dental Journal*; 15(1): 36-40.
15. Basrani B, Haapasalo M (2012) Update on endodontic irrigating solutions. *Endodontic Topics*; 27(1): 74-102.

16. Basrani BR, Manek S, Sodhi RNS et al. (2007) Interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate. *Journal of Endodontics*; 33(8): 966-969.
17. Baumgartner JC, Mader C (1987) A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *Journal of Endodontics*; 13(4): 147-157.
18. Bhat SS, Hegde SK, Rao A et al. (2012) Evaluation of resistance of teeth subjected to fracture after endodontic treatment: An in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*; 30(4): 305-309.
19. Bhatnagar R, Kumar D, Shivanna V (2004) Decalcifying effect of three chelating agents. *Journal of Endodontics*; 25: 43-46.
20. Binus S, Koch A, Petschelt A et al. (2013) Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss - bond strength of conventionally and adhesively luted fiber-reinforced composite posts. *Dental Traumatology*; 29(5): 339-354.
21. Bitter K, Aschendorff L, Neumann K et al. (2014) Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? *Clinical Oral Investigations*; 18(3): 927-934.
22. Blackman R, Gross M, Seltzer S (1989) An evaluation of the biocompatibility of a glass ionomersilver cement in rat connective tissue. *Journal of Endodontics*; 15(2): 76-79.
23. Bodrumlu E, Avsar A, Hazar Bodrumlu E et al. (2012) The effects of calcium hydroxide removal methods on bond strength of Epiphany SE with two irrigation protocols. *Acta Odontologica Scandinavica*; 71(3-4): 989-993.

24. Boiesen J, Brodin P (1991) Neurotoxic effect of two root canal sealers with calcium hydroxide on rat phrenic nerve in vitro. *Endodontics and Dental Traumatology*; 7(6): 242-245.
25. Borges AH, Orcati Dorileo MCG, Dalla Villa R et al. (2014) Physico-chemical properties and surfaces morphologies evaluation of MTA FillApex and AH plus. *The Scientific World Journal*; Vol. 2014, Article ID 589732.
26. Brodin P (1988) Neurotoxic and analgesic effects of root canal cements and pulpprotecting dental materials. *Dental Traumatology*; 4(1): 1-11.
27. Buttler TK, Crawford JJ (1982) The detoxifying effect of varying concentrations of sodium hypochlorite on endotoxins. *Journal of Endodontics*; 8(2): 59-66.
28. Byström A, Sundqvist G (1983) Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 55(3): 307-312.
29. Calt S, Serper A (2002) Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *Journal of Endodontics*; 28(1): 17-19.
30. Camargo CHR, Oliveira TR, Silva GO et al. (2014) Setting time affects in vitro biological properties of root canal sealers. *Journal of Endodontics*; 40(4): 530-533.
31. Camilleri J (2015) Sealers and Warm Gutta-percha Obturation Technique. *Journal of Endodontics*; 41(1): 72-78.
32. Carbajal MJB (2014) Antimicrobial effects of calcium hydroxide, chlorhexidine, and propolis on *Enterococcus faecalis* and *Candida albicans*. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*; 5(3): 194-200.

33. Caron G, Nham K, Bronnec F et al. (2010) Effectiveness of different final irrigant activation protocols on smear layer removal in curved canals. *Journal of Endodontics*; 36(8): 1361-1366.
34. Carson KR, Goodell GG, McClanahan SB (2005) Comparison of the antimicrobial activity of six irrigants on primary endodontic pathogens. *Journals of Endodontics*; 31(6):471-473.
35. Chande KP, Manwar NU, Chandak MG et al. (2014) Effect of Chelating Agents and Irrigants on Mineral Content of Root Canal Dentin: An In Vitro Study. *International Journal of Clinical Preventive Dentistry*; 10(3): 135-138.
36. Chavez-Andrade GM, Kuga MC, Duarte MAH et al. (2013) Evaluation of the physicochemical properties and push-out bond strength of MTA-based root canal cement. *Journal of Contemporary Dental Practice*; 14(6): 1094-1099.
37. Clarkson RM, Moule AJ (1998) Sodium hypochlorite and its use as an endodontic irrigant. *Australian Dental Journal*; 43(4): 250-256.
38. Cunningham WT, Cole JS, Balekjian AY (1982) Effect of alcohol on the spreading ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 54(3): 333-335.
39. Cunningham WT, Joseph SW (1980) Effect of temperature on the bactericidal action of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 50(6): 569-571.
40. da Silva EJNL, Santos CC, Zaia AA (2013) Long-term cytotoxic effects of contemporary root canal sealers. *Journal of Applied Oral Science*; 21(1): 43-47.

41. D'Arcangelo C, Cinelli M, Angelis F et al. (2007) The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 98(3): 193-198.
42. DeLong C, He J, Woodmansey KF (2015) The Effect of Obturation Technique on the Push-out Bond Strength of Calcium Silicate Sealers. *Journal of Endodontics*; 41(3): 385-388.
43. Derakhshan S, Adl A, Parirokh M et al. (2009) Comparing subcutaneous tissue responses to freshly mixed and set root canal sealers. *Iranian Endodontic Journal*; 4(4): 152-157.
44. Desai S, Chandler N (2009) Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *Journal of Endodontics*; 35(4): 475-480.
45. Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (2006) Die Wurzelkanalspülung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* (10).
46. Dietrich S (2018) Einfluss verschiedener Spüllösungen auf den Haftverbund des Sealers *Apexit Plus* zum Wurzeldentin. Medizinische Dissertation, Universität Marburg.
47. Drummond JL, Sakauchi RL, Raccan DC et al. (1996) Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *Journal of Biomedical Materials Research*; 32(4), 533-541.
48. Ebert J, Leyer A, Günther O et al. (2011) Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *Journal of Endodontics*; 37(11): 1558-1561.
49. Eldeniz AU, Erdemir A, Belli S (2005) Effect of EDTA and citric acid solutions on the microhardness and the roughness of human root canal dentin. *Journal of Endodontics*; 31(2): 107-110.

50. Eldeniz AU, Ørstavik D (2009) A laboratory assessment of coronal bacterial leakage in root canals filled with new and conventional sealers. *International Endodontic Journal*; 42(4): 303-312.
51. Emilson CG (1977) Susceptibility of various microorganisms to chlorhexidine. *Scandinavian Journal of Endodontics*; 85(4): 255-265.
52. Erausquin J, Muruzábal M (1967) Root canal fillings with zinc oxide-eugenol cement in the rat molar. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 24(4): 547-558.
53. Eymirli A, Uyanik O, Nagas E et al. (2016) Effect of calcium hydroxide removal techniques on the bond strength of root canal sealers. *Journal of Adhesion Science and Technology*; 31(11): 1196-1202.
54. Gaddala N, Veeramachineni C, Tummala M (2015) Effect of Peracetic Acid as A Final Rinse on Push Out Bond Strength of Root Canal Sealers to Root Dentin. *Journal of Clinical Research*; 9(5): ZC75-ZC77.
55. Gajan EB, Aghazadeh M, Abashov R (2009) Microbial Flora of Root Canals of Pulpally-infected Teeth: *Enterococcus faecalis* a Prevalent Species. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*; 3(1): 24-27.
56. Gendron R, Grenier D, Sorsa T et al. (1999) Inhibition of the Activities of Matrix Metalloproteinases 2, 8, and 9 by Chlorhexidine. *Clinical and Diagnostic Laboratory Immunology*; 6(3): 437-439.
57. Gesi A, Raffaelli O, Goracci C et al. (2005) Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. *Journal of Endodontics*; 31(11): 809-813.

58. Gettleman BH, Messer HH, ElDeeb ME (1991) Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. *Journal of Endodontics*; 17(1): 15-20.
59. Geurtsen W, Leyhausen G (1997) Biological aspects of root canal filling materials-histocompatibility, cytotoxicity, and mutagenicity. *Clinical Oral Investigations*; 1(1): 5-11.
60. Ghanaati S, Willershausen I, Barbeck M et al. (2010) Tissue reaction to sealing materials: Different view at biocompatibility. *European Journal of Medical Research*; 15(11): 483-492.
61. Ghorbanzadeh A, Aminsobhani M, Sohrabi K et al. (2016) Penetration Depth of Sodium Hypochlorite in Dentinal Tubules after Conventional Irrigation, Passive Ultrasonic Agitation and Nd:YAG Laser Activated Irrigation. *Journal of Lasers in Medical Sciences*; 7(2): 105-111.
62. Giachetti L, Russo DS, Bertini F et al. (2004) Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *Journal of Endodontics*; 32(8): 629-634.
63. Giardino L, Pontieri F, Savoldi E et al. (2006) *Aspergillus mycetoma* of the maxillary sinus secondary to overfilling of a root canal. *Journal of Endodontics*; 32(7): 692-694.
64. Gomes B, Vianna ME, Zaia AA et al. (2013) Chlorhexidine in Endodontics. *Brazilian Dental Journal*; 24(2): 89-102.
65. Goodman A, Schilder H, Aldrich W (1974) The thermomechanical properties of gutta-percha. Part IV. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 51(5): 544-551.
66. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A et al. (2004) The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and

- push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences*; 112(4): 353-361.
67. Görduysus M, Tuncel B, Nagaş E (2011) Antimicrobial effects of various endodontic irrigants on selected microorganisms. *Clinical Dentistry and Research*; 35(1): 41-46.
68. Grecca FS, Leonardo MR, Silva LAB et al. (2001) Radiographic evaluation of periradicular repair after endodontic treatment of dog's teeth with induced periradicular periodontitis. *Journal of Endodontics*; 27(10): 610-612.
69. Grossman L (1988) *Endodontic Practice*, Ed.11, Philadelphia: Lea & Febiger.
70. Gurgel-Filho ED, Leite FM, Lima JB et al. (2014) Comparative evaluation of push-out bond strength of a MTA-based root canal sealer. *Brazilian Journal of Oral Sciences*; 13(02): 114-117.
71. Huang TH, Lii CK, Chou MY et al. (2000) Lactate dehydrogenase leakage of hepatocytes with AH26 and AH Plus sealer treatments. *Journal of Endodontics*; 26(9): 509-511.
72. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH (2005) Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*; 10(1): 30-76.
73. Humel MAC, Oliveira MT, Cavalli V et al. (2016): Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on bond strength to dentin. *Brazilian Journal of Oral Sciences*; 6(22): 1402-1406.
74. Jacobson HL, Xia T, Baumgartner JC et al. (2002) Microbial leakage evaluation of the continuous wave of condensation. *Journal of Endodontics*; 28(4): 269-271.

75. Jhajharia K, Parolia A, Shetty KV et al. (2015) Biofilm in endodontics: A review. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*; 5(1): 1-12.
76. Jolkovsky DL, Waki MY, Newman MG et al. (1990) Clinical and microbiological effects of subgingival and gingival marginal irrigation with chlorhexidine gluconate. *Journal of Periodontology*; 61(11): 663-669.
77. Kandaswamy D, Venkateshbabu N (2010) Root canal irrigants. *Journal of Conservative Dentistry*; 13(4): 256-264.
78. Kang HJ, Moon HJ, Shin DH (2012) Effect of different chlorhexidine application times on microtensile bond strength to dentin in Class I cavities. *Restorative Dentistry and Endodontics*; 37(1): 9-15.
79. Khademi A, Feizianfard M (2004) The Effect of EDTA and Citric Acid on Smear Layer Removal of Mesial Canals of First Mandibular Molars, A Scanning Electron Microscopic Study. *Journal of Research in Medical Sciences*; 9(2): 80-88.
80. Kim SR, Yum J, Park JK (2010) Comparison of push-out bond strength of post according to cement application methods. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*; 35(6): 479-485.
81. Koch MJ, Wunstel E, Stein G (2001) Formaldehyde release from ground root canal sealer in vitro. *Journal of Endodontics*; 27(6): 396-397.
82. Komorowski R, Grad H, Wu XY et al. (2000) Antimicrobial substantivity of chlorhexidine-treated bovine root dentin. *Journal of Endodontics*; 26(6): 315-317.
83. Krishnamurthy S, Sudhakaran S (2010) Evaluation and prevention of the precipitate formed on interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine. *Journal of Endodontics*; 36(7): 1154-1157.

84. Lacey S, Pitt Ford TR, Yuan XF et al. (2006) The effect of temperature on viscosity of root canal sealers. *International Endodontic Journal*; 39(11): 860-866.
85. Lee KW, Williams MC, Camps JJ et al. (2002) Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *Journal of Endodontics*; 28(10): 684-688.
86. Lenet BJ, Komorowski R, Wu XY et al. (2000) Antimicrobial substantivity of bovine root dentin exposed to different chlorhexidine delivery vehicles. *Journal of Endodontics*; 26(11): 652-655.
87. Leyhausen G, Heil J, Reifferscheid G (1999) Genotoxicity and cytotoxicity of the epoxy resin-based root canal sealer AH plus. *Journal of Endodontics*; 25(2): 109-113.
88. Limkangwalmongkol S, Abbott PV, Sandler AB (1992) Apical dye penetration with four root canal sealers and gutta-percha using longitudinal sectioning. *Journal of Endodontics*; 18(11): 535-539.
89. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW et al. (2011) Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *Journal of Endodontics*; 37(5): 673-677.
90. Loxley EC, Liewehr FR, Buxton TB et al. (2003) The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; 95(4): 490-494.
91. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR (2010) Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *Journal of Endodontics*; 36(9): 1543-1546.

92. Machado-Silveiro LF, González-López S, González-Rodríguez MP (2004) Decalcification of root canal dentine by citric acid, EDTA and sodium citrate. *International Endodontic Journal*; 37(6): 365-369.
93. Marion JJC, Batista DM, Murata SS et al. (2014) Factors that favor tridimensional and hermetic obturation of root canal system. *Dental Press Endodontics*; 4(1): 26-33.
94. McComb D, Smith DC (1975): A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *Journal of Endodontics*; 1(7): 238-242.
95. Mittal M, Chandra S, Chandra S (1995) Comparative tissue toxicity evaluation of four endodontic sealers. *Journal of Endodontics*; 21(12): 622-624.
96. Mohammadi Z, Abbott PV (2009) The properties and applications of chlorhexidine in endodontics. *International Endodontic Journal*; 42(4): 288-302.
97. Mohammadi Z, Dummer PMH (2011) Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International Endodontic Journal*; 44(8): 697-730.
98. Mohammadi Z, Shalavi S, Jafarzadeh H (2013) Ethylenediaminetetraacetic acid in endodontics. *European Journal of Dentistry*; 7(1): 135-142.
99. Mohammadi Z, Jafarzadeh H, Shalavi S (2014) Antimicrobial efficacy of chlorhexidine as a root canal irrigant: a literature review. *Journal of Oral Science*; 56(2): 99-103.
100. Molyvdas I, Zervas P, Lambrianidis T et al. (1989) Peridontal tissue reactions following root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha technique. *Endodontic and Dental Traumatology*; 5(1): 32-37.

101. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A et al. (2006) Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied biomaterials*; 77(1): 195-200.
102. Morris MD, Lee KW, Agee KA et al. (2001) Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *Journal of Endodontics*; 27(12): 753-757.
103. Munck J de, Van Landuyt K, Peumans M et al. (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Dental Research*; 84(2): 118-132.
104. Nagas E, Uyanik MO, Eymirli A et al. (2012) Dentin moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *Journal of Endodontics*; 38(2): 240-244.
105. Nair PNR, Henry S, Cano V et al. (2005) Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after "one-visit" endodontic treatment. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; 99(2): 231-252.
106. Nascimento C, Issa JPM, Iyomasa MM et al. (2008) Bone repair using mineral trioxide aggregate combined to a material carrier, associated or not with calcium hydroxide in bone defects. *Micron*; 39(7): 868-874.
107. Ogasawara T, Yoshimine Y, Yamamoto M et al. (2003) Biocompatibility of an experimental glass-ionomer cement sealer in rat mandibular bone. *Oral surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*; 96(4): 458-465.
108. Ohara P, Torabinejad M, Kettering JD (1993) Antibacterial effects of various endodontic irrigants on selected anaerobic bacteria. *Dental Traumatology*; 9(3): 95-100.

109. Oliveira DP, Barbizam JVB, Trope M (2007) In vitro antibacterial efficacy of endodontic irrigants against *Enterococcus faecalis*. *Oral surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*; 103(5): 702-706.
110. Ørstavik D (1983) Weight loss of endodontic sealers, cements and pastes in water. *Scandinavian Journal of Dental Research*; 91(4): 316-319.
111. Ørstavik D, Nordahl I, Tibballs JE (2001) Dimensional change following setting of root canal sealer materials. *Dental Materials*; 17(6): 512-519.
112. Ørstavik D (2005) Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics*; 12(1): 25-38.
113. Pashley EL, Birdsong NL, Bowman K et al. (1985) Cytotoxic effects of NaOCl on vital tissue. *Journal of Endodontics*; 11(12): 525-528.
114. Patni PM, Chandak MJ, Jain P et al. (2016) Stereomicroscopic Evaluation of Sealing Ability of Four Different Root Canal Sealers – An invitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*; 10(8): ZC37-ZC39.
115. Portenier I, Haapasalo H, Ørstavik D et al. (2002) Inactivation of the antibacterial activity of iodine potassium iodide and chlorhexidine digluconate against *Enterococcus faecalis* by dentin, dentin matrix, type-I collagen, and heat-killed microbial whole cells. *Journal of Endodontics*; 28(9): 634- 637.
116. Powis DR, Folleras T, Merson SA et al. (1982) Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *Journal of Dental Research*; 61(12): 1416-1422.
117. Prado NAS, Ferreira RdeS, Mauricio MHP et al. (2016) Influence of the Cement Film Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber

- Posts Cemented in Human Root Canals. International Journal of Dentistry; Vol. 2016, Article ID 9319534.
118. Qazi SS, Manzoor MA, Qureshi R et al. (2005) Comparison of postoperative pain-normal saline vs. sodium hypochloride as irrigants. Pakistan Oral and Dental Journal; 25(2): 177-182.
119. Qu W, Bai W, Liang YH et al. (2016) Influence of Warm Vertical Compaction Technique on Physical Properties of Root Canal Sealers. Journal of Endodontics; 42(12): 1829-1833.
120. Raghuawanshi S, Jain P, Patni PM et al. (2019) Dentinal Adap-tation of Warm Thermoplastic Obturating Material and Cold Thermoplastic Obturating Material: An *In vitro* Study. Contemporary Clinical Dentistry; 10(1): 64-68.
121. Ravindrakumar GP, Aggarwal SD, Kshirsagar SP et al. (2016) Comparative evaluation of push-out bond strength of resin-based sealer and mineral trioxide aggregate-based sealer after using normal saline and 2 % chlorhexidine as a final irrigant: In vitro study. Endodontology; 28(1): 32-37.
122. Rawtiya M, Verma K, Singh S et al. (2013) MTA-Based Root Canal Sealers. Journal of Orofacial Research; 3(1): 16-21.
123. Retief DH, Mandras RS, Russell CM et al. (1990) Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. American Journal of Dentistry; 3(6): 253-258.
124. Retief DH, Bradley EL, Denton JC et al. (1984) Enamel and cementum fluoride uptake from a glass ionomer cement. Caries Research; 18(3): 250-257.

125. Riquelme MJ, Correa V, Araya P et al. (2015) Water and Physiological Saline to Prevent the Formation of P-Chloroaniline. *International Journal of Odontostomatology*; 9(3): 399-404.
126. Rôças IN, Siqueira JF Jr, Santos KR (2004) Association of *Enterococcus faecalis* with different forms of periradicular diseases. *Journal of Endodontics*; 30(5): 315-320.
127. Rodriguez-Lozano FJ, Garcia-Bernal D, Onate-Sanchez RE et al. (2017) Evaluation of cytocompatibility of calcium silicate-based endodontic sealers and their effects on the biological responses of mesenchymal dental stem cells. *International Endodontic Journal*; 50(1): 67-76.
128. Roggendorf MJ, Ebert J, Petschelt A et al. (2007) Influence of Moisture on the Apical Seal of Root Canal Fillings with Five Different Types of Sealer. *Journal of Endodontics*; 33(1): 31-33.
129. Sagsen B, Ustun Y, Demirbuga S et al. (2011) Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *International Endodontic Journal*; 44(12): 1088-1091.
130. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P et al. (2019) The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Japanese Dental Science Review*; 56(1): 24-31.
131. Schäfer E, Hickel R (2000) Wurzelkanalfüllpasten und -füllstifte. Stellungnahme der DGZMK. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 55(9).
132. Schäfer E, Zandbiglari T (2003) Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva. *International Endodontic Journal*; 36(10): 660-669.
133. Schäfer E (2007) Irrigation of the root canal. *ENDO - Endodontic Practice today*; 1(1): 11-27.

134. Schreiber CH (2019) Einfluss verschiedener Spülprotokolle auf den Haftverbund des Wurzelkanalsealers *MTA Fillapex*.
135. Schröder U, Granath LE (1971) Early reaction of intact human teeth to calcium hydroxide following experimental pulpotomy and its significance to the development of hard tissue barrier. *Odontologisk Revy*; 22(4): 379-396.
136. Schwartz RS (2006) Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. *Journal of Endodontics*; 32(12): 1125-1134.
137. Silver GK, Love RM, Purton DG (1999) Comparison of two vertical condensation obturation techniques: Touch 'n Heat modified and System B. *International Endodontic Journal*; 32(4): 287-295.
138. Siqueira JF Jr, Rocas IN, Lopes HP et al. (1999) Coronal leakage of two root canal sealers containing calcium hydroxide after exposure to human saliva. *Journal of Endodontics*; 25(1): 14-16.
139. Siqueira JF Jr, Rocas IN, Favieri A et al. (2000) Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*; 26(6): 331-334.
140. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y et al. (2014) Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry*; 17(5): 420-426.
141. Slutzky-Goldberg I, Maree M, Liberman R et al. (2004) Effect of Sodium Hypochlorite on Dentin Microhardness. *Journal of Endodontics*; 30(12): 880-882.

142. Sönmez IS, Oba AA, Sönmez D et al. (2012) In vitro evaluation of apical microleakage of a new MTA-based sealer. *European Archives of Paediatric Dentistry*; 13(5): 252-255.
143. Sousa SMG, Bramante CM, Taga EM (2005). Biocompatibility of EDTA, EGTA and citric acid. *Brazilian Dental Journal*; 16(1): 3-8.
144. Spangberg LSW, Barbosa SV, Lavigne GD (1993) AH26 releases formaldehyde. *Journal of Endodontics*; 19(12): 596-598.
145. Stevens RW, Strother JM, McClanahan SB (2006) Leakage and sealer penetration in smear-free dentin after a final rinse with 95% ethanol. *Journal of Endodontics*; 32(8): 785-788.
146. Sudsangiam S, van Noort R (1999) Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *The Journal of Adhesive Dentistry*; 1(1): 57-67.
147. Tagger M, Gold A (1988) Flow of various brands of gutta-percha cones under in vitro thermomechanical compaction. *Journal of Endodontics*; 14(3), 115-120.
148. Tanomaru-Filho M, Pinto RVS, Bosso R et al. (2011) Evaluation of the thermoplasticity of gutta-percha and Resilon using the Obtura II System at different temperature settings. *International Endodontic Journal*; 44(8): 764-768.
149. Tanomaru JMG, Leonardo MR, Tanomaru Filho M et al. (2003) Effect of different irrigation solutions and calcium hydroxide on bacterial LPS. *International Endodontic Journal*; 36(11): 733-739.
150. Teixeira CS, Felipe MCS, Felipe WT (2005) The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis. *International Endodontic Journal*; 38(5): 285-290.

151. Tennert C, Fuhrmann M, Wittmer A (2014) New bacterial composition in primary and persistent/secondary endodontic infections with respect to clinical and radiographic findings. *Journal of Endodontics*; 40(5): 670-677.
152. Thiruvankadam G, Asokan S, John B et al. (2016) Effect of 95% Ethanol as a Final Irrigant before Root Canal Obturation in Primary Teeth: An in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*; 9(1): 21-24.
153. Timpawat S, Harnirattisai C, Senawongs P (2001) Adhesion of a glass-ionomer root canal sealer to the root canal wall. *Journal of Endodontics*; 27(3): 168-171.
154. Tobias RS, Browne RM, Wilson CA (1985) Antibacterial activity of dental restorative materials. *International Endodontic Journal*; 18(3):161-171.
155. Türkün M, Cengiz T (1997) The effects of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on tissue dissolution and root canal cleanliness. *International Endodontic Journal*; 30(5): 335-342.
156. Tyas MJ (2006) Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *Journal of Applied Oral Science*; 14(9): 10-13.
157. Ulgey M, Zan R, Hubbezoglu I et al. (2020) Effect of different laser types on bonding strength of CAD/CAM-customized zirconia post to root canal dentin: an experimental study. *Lasers in Medical Science*; 35(6): 1385-1392.
158. Vemisetty H, Ravichandra PV, Jayaprada Reddy S et al. (2016) Comparative Evaluation of Push-out Bond Strength of Three Endodontic Sealers with and without Amoxicillin – An Invitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*; 8(1): 228-231.

159. Veríssimo DM, do Vale MS (2006) Methodologies for assessment of apical and coronal leakage of endodontic filling materials: A critical review. *Journal of Oral Science*; 48(3): 93-98.
160. Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M (2014) 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. *Journal of Endodontics*; 40(4): 555-561.
161. Vivacqua-Gomes N, Ferraz CC, Gomes BP et al. (2002) Influence of irrigants on the coronal microleakage of laterally condensed gutta-percha root fillings. *International Endodontic Journal*; 35(9): 791-795.
162. White RR, Goldman M, Lin PS (1975) The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. *Journal of Endodontics*; 10(12): 558- 562.
163. Wilson AD, Clinton DJ, Miller RP (1973) Zinc oxide-eugenol cements. IV. Microstructure and hydrolysis. *Journal of Dental Research*; 52(2): 253-260.
164. Wilson AD (1976) Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: a critical evaluation of its meaning. *Journal of Dental Research*; 55(5): 721-729.
165. Wu MK, Wesselink PR, Boersma J (1995) A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. *International Endodontic Journal*; 28(4): 185-189.
166. Wu MK, Tigos E, Wesselink PR (2002) An 18-month longitudinal study on a new silicon-based sealer, RSA RoekoSeal: a leakage study in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*; 94(4): 499-502.

167. Yassen GH, Platt JA, Hara AT (2011) Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of Oral Science*; 53(3): 273-282.
168. Zargar N, Dianat O, Asnaashari M et al. (2015) The Effect of Smear Layer on Antimicrobial Efficacy of Three Root Canal Irrigants. *Iranian Endodontic Journal*; 10(3): 179-183.
169. Zehnder M (2006) Root canal irrigants. *Journal of Endodontics*; 32(5): 389-398.
170. Zhou HM, Shen Y, Zheng W et al. (2013) Physical properties of 5 root canal sealers. *Journal of Endodontics*; 39(10): 1281-1286.

14 Anhang

14.1 Materialliste

Vorbereitung der Zähne

Artikel	Hersteller
0,9 % isotonische NaCl Lösung + 0,001 % Natriumazid	Herstellung im wissenschaftlichen Labor der Abteilung für Zahnerhaltung Marburg
Eppendorf-Reaktionsgefäße 1,5 ml	Eppendorf AG, Hamburg, Deutschland
Sandpapier Workzone G80/K80	Walter Werkzeuge Salzburg GmbH, Bonn, Deutschland
Scaler SH 6/7	Hu-Friedy Mfg. Co., Frankfurt am Main, Deutschland
Diamantbohrer Komet Dental REF: 6856314018	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Deutschland
Rotes Winkelstück INTRAmatic 24LN	KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

Aufbereitung und Füllung der Zähne

Artikel	Hersteller
C-Pilot Feilen ISO 06,08,10,15, 21mm	VDW GmbH, München, Deutschland
K-Feilen ISO 20, 25 mm	VDW GmbH, München, Deutschland
Messlehre	VDW GmbH, München, Deutschland
Ampuwa Spüllösung Plastipur Aqua ad iniectabilia	Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg, Deutschland

<i>BioRace</i> ISO 60 Feile 25mm	FKG Dentaire S.a., La Chaux-de-Fonds, Schweiz
Einmalspritzen: <i>Omnifix Solo</i> Luer Lock Spritzen 5 ml	B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland
Komet <i>F360-System</i> , ISO 25,35,45, 25mm	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Deutschland
<i>EndoPilot</i>	Schlumbohm GmbH & Co.KG, Brokstedt
<i>Apexit Plus</i> Refill LOT W98706, REF #593991AN	Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein
95 % Ethanol	Otto Fischar GmbH & Co KG, Saarbrücken, Deutschland
Spülkanülen V.M.K. Endoneedle Dr. J. Buquet	Vedefar N.V., Dilbeek, Belgien
Vliesstoffkompressen 7,5 x 7,5cm	Medikomp GmbH, Rastatt, Deutschland
Schaumstoffpellets	Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland
Roeko Papierspitzen ISO 60	Coltène/Whaledent AG, Langenau, Deutschland
3 %, NaOCl, 100ml	Speiko-Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland
16 % EDTA, 10ml	Speiko-Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland
Lentulo Root filler „L“	VDW GmbH, München, Deutschland
Röntgenstrahler Sirona D3507	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland
Röntgen Scanner <i>Vistascan Miniview</i>	Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Deutschland

Röntgen Software: DBS Win 5	Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Deutschland
-----------------------------	--

Pull-Out-Analyseverfahren

Artikel	Hersteller
Universalprüfmaschine Zwick 1120	ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland
Software testXpert 4	ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland

14.2 Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren:

Arweiler, Auschill, Braun, Feuser, Frankenberger, Fischer, Gente, Hoch, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mittag, Moll, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Plant, Roggendorf, Seiß, Steininger, Westermann, Winter, Wrocklage.

15 Danksagung

Ich möchte vor allem meinem Mann Max danken, der mir eine wahnsinnige Stütze bei der Verfassung dieser Dissertation war und mir immer bei technischen, mathematischen, aber natürlich auch zahnmedizinischen Fragen zur Seite stand. Ohne ihn wäre diese Dissertation nie entstanden und ich bin für immer dankbar, dass du mich, entgegen einiger Wetten, zuerst hast promovieren lassen.

Zudem danke ich meinen Eltern, die mir meinen akademischen Werdegang überhaupt möglich gemacht haben und nie auch nur eine Sekunde an der Abgabe dieser Arbeit gezweifelt haben. Eure Geduld und Enthusiasmus haben mich immer unterstützt.

Ein großer Dank gilt auch meiner Freundin und Promotionskollegin Johanna, die mich nicht nur in ihr Projekt aufgenommen hat, sondern mit der ich die harmonische Zeit in der Zahnklinik gemeinsam verbringen durfte.

Außerdem gilt natürlich ein großer Dank meinem Doktorvater Dr. Roggendorf, welcher sich mit mir einige Jahre intensiv diesem Projekt gewidmet hat und viel Zeit und Arbeit auf sich genommen hat, um diese Dissertation zeitnah zu veröffentlichen.

Als Letztes möchte ich meinem Chef Dr. Razavi danken, der mir geholfen hat alles theoretisch Gelernte in die Praxis umzusetzen, ohne dabei je die Lehre der Universitäten zu missachten. Dank ihm bin ich die Zahnärztin geworden, die ich heute bin.

16 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Temperatureinfluss auf den Haftverbund des Calciumsalicylat-Sealers *Apexit Plus* zum Kanalwanddentin“ in der Klinik für Zahnheilkunde unter Leitung von Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner mit Unterstützung durch Priv.-Doz. Dr. Matthias J. Roggendorf ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Ich versichere, dass ich sämtliche wörtlichen oder sinngemäßen Übernahmen und Zitate kenntlich gemacht habe.

Mit dem Einsatz von Software zur Erkennung von Plagiaten bin ich einverstanden.

Marburg, den 09.12.2022

Katrin Bondorf

Die Hinweise zur Erkennung von Plagiaten habe ich zur Kenntnis genommen.

Marburg, den

Priv.-Doz. Dr. Matthias J. Roggendorf

17 Lebenslauf

Diese Seiten enthalten persönliche Daten. Sie sind deshalb nicht Bestandteil der Online-Veröffentlichung.