

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Klinik der Universität München**

Direktor: Prof. Dr. Falk Schwendicke

**„Evaluation von Kalziumsilikat-basierten Sealer
hinsichtlich der physikalischen und chemischen
Eigenschaften und deren Vergleich mit etablierten
Werkstoffen“**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Helen Sokka

aus
Prag

Jahr
2025

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Karin Christine Huth

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Bogna Stawarczyk

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Christian Diegritz,
PD Dr. Maximilian Kollmuß

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 06.10.2025

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	5
1.1	Endodontologie.....	5
1.1.1	Anatomie des Zahnes.....	5
1.1.2	Ätiologie pulpaler und periapikalen Erkrankungen.....	6
1.1.3	Gründe für Behandlung.....	7
1.1.4	Wurzelkanalbehandlung	7
1.2	Wurzelkanalfüllmaterialien	10
1.2.1	Guttapercha	10
1.2.2	Sealer.....	11
1.2.3	Anforderungen an Sealer.....	12
1.2.4	Klassifizierung von Sealern.....	14
2	Fragestellung und Studienziele	22
3	Material und Methoden	23
3.1	Verwendete Materialien	23
3.2	Radioopazität	24
3.3	Filmdicke	26
3.4	Fließfähigkeit.....	27
3.5	Löslichkeit	28
3.6	pH-Wert Analyse.....	30
3.7	Bakterienpenetrationstest	32
3.7.1	Vorbereitung von Zähnen	32
3.7.2	Obturation der Zähne.....	33
3.7.3	Vorbereitung des Versuchsaufbaus.....	35
3.7.4	Bakterienvorbereitung.....	36
3.7.5	Versuchsaufbau	37
3.8	Statistische Analyse.....	39
4	Ergebnisse.....	41
4.1	Chemisch-physikalische Eigenschaften.....	41
4.1.1	Radioopazität, Fließfähigkeit und Filmdicke	42
4.1.2	Löslichkeit	43
4.1.3	pH-Wert.....	44
4.2	Bakterienpenetration.....	45
5	Diskussion	48

6	Zusammenfassung	59
7	Literaturverzeichnis	61
8	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	79
9	Danksagung.....	81
10	Affidavit.....	82
11	Publikationsliste.....	83
12	Übereinstimmungserklärung	84

1 Einleitung

1.1 Endodontologie

Endodontologie ist die Lehre des Dentins, der Pulpa und des periapikalen Gewebes. Der endodontische Forschungsbereich beschäftigt sich im Allgemeinen mit der Form, Funktion und Gesundheit sowie der Prävention und Therapie von Verletzungen und Erkrankungen der Pulpa und des periapikalen Gewebes (European Society of Endodontology 2006).

Die Wurzelkanalbehandlung ist der häufigsten durchgeführte endodontische Eingriff. Laut der Kassenzahnärztlichen Bundesvereinigung (2020) wurden im Jahr 2019 fast 6,6 Millionen Wurzelfüllungen in Deutschland über die Krankenkassen abgerechnet. Die Wurzelkanalbehandlung stellt deshalb einen wesentlichen Teil der konservierenden Zahnheilkunde dar.

1.1.1 Anatomie des Zahnes

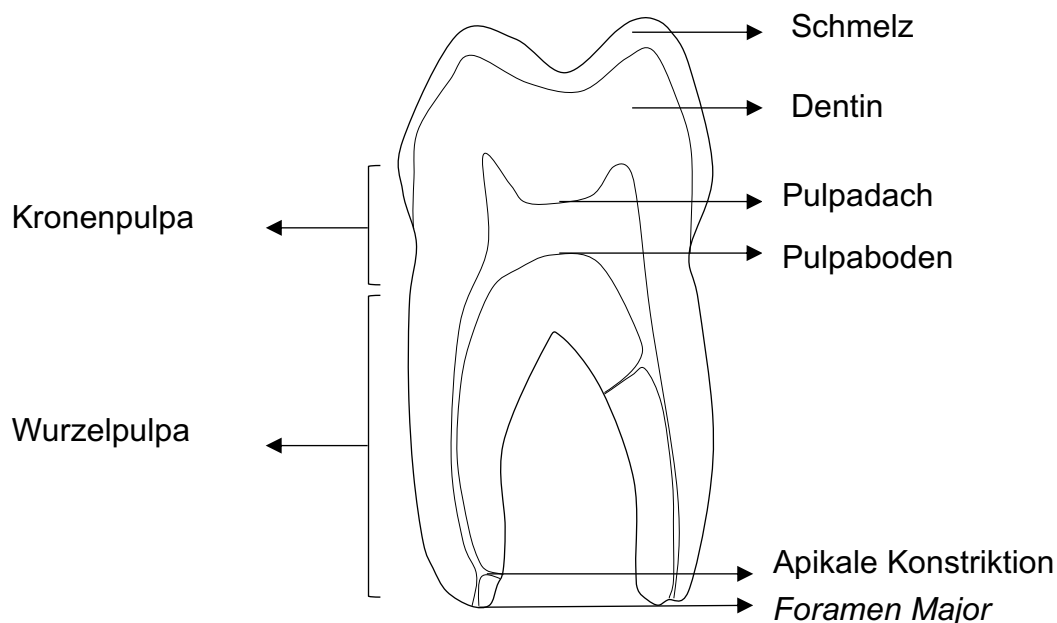


Abbildung 1: Anatomie des Wurzelkanalsystems.

Um die endodontische Behandlung zu verstehen sind Kenntnisse über den Aufbau des Zahnes notwendig. Die anatomischen Strukturen sind in der Abbildung 1 dargestellt.

Ein Zahn ist aus heterogenen Geweben aufgebaut. Die äußerste Schicht des Zahnes stellt der Schmelz, die härteste Substanz im menschlichen Körper, dar. Unterhalb des Schmelzes befindet sich der Dentin-Pulpa Komplex (Ehrenfeld *et al.* 2010).

Das Dentin ist die Hauptmasse des Zahnes und ist mit der Pulpa funktionell, biologisch und entwicklungsgeschichtlich miteinander verbunden. Im Dentin befinden sich Dentintubuli, die sich von der Pulpa bis zur Schmelz-Dentin-Grenze erstrecken. Diese können als Eintrittspforten für Mikroorganismen zur Pulpa dienen. (Hargreaves *et al.* 2011)

Die Pulpa ist ein stark vaskularisiertes, spezialisiertes Bindegewebe, sie enthält unter anderem Blutgefäße und Nervengefäße und dient zur Ernährung und Bildung des Dentins. Darüber hinaus hat die Pulpa eine sensorische sowie eine Abwehrfunktion (Ehrenfeld *et al.* 2010).

Topografisch kann man die Kronenpulpa und die Wurzelpulpa voneinander unterscheiden. Die Kronenpulpa liegt in der Pulpakammer, die durch das Pulpdach, die Pulpawände und den Pulpaboden begrenzt ist. Die Wurzelpulpa befindet sich im Wurzelkanal. Die Zahl und Anatomie der Wurzelkanäle ist variabel, jeder Wurzelkanal hat aber eine apikale Konstriktion (engste Stelle) und einen Endpunkt am Übergang des Endodonts zum Parodont (*Foramen Major*, röntgenologischer Apex). (Hargreaves *et al.* 2011)

1.1.2 Ätiologie pulpaler und periapikalen Erkrankungen

Unter einer Pulpitis versteht man eine Erkrankung der Pulpa. Eine Parodontitis apikalis bezeichnet eine Entzündung des apikalen Gewebes. (Hellwig *et al.* 2009)

Mikroorganismen und deren Produkte sind die wichtigsten ätiologischen Faktoren der Pulpitis sowie der apikalen Parodontitis. In der Studie von Kakehashi *et al.* (1965) verglichen die Autoren die Zähne von keimfreigezüchteten Ratten mit denen Laborratten und beobachteten, dass es einen Zusammenhang zwischen periapikalen Entzündung und Anwesenheit von Bakterien im Wurzelkanalsystem gab. Sundqvist (1976) bestätigte die Rolle der Bakterien in der Entwicklung von periapikalen Läsion an gezogenen menschlichen Zähnen, d. h. von entzündlichen Veränderungen im Knochen um die Wurzelspitze herum.

Neben einer infektiösen Ursache können auch Schmelzrisse, Zahnfrakturen, Parodontopathien, Traumata oder auch iatrogene Eingriffe zu einer Schädigung der Pulpa führen (Hellwig *et al.* 2009).

1.1.3 Gründe für Behandlung

Das Ziel einer Wurzelkanalbehandlung ist eine „langfristige Erhaltung des Zahnes als funktionsfähige Kaueinheit und die Erhaltung oder Wiederherstellung gesunder periradikulärer Strukturen“ (Hülsmann M. und Schäfer E. 2005).

Eine endodontische Behandlung ist dann notwendig, wenn es zu einer irreversiblen Entzündung der Pulpa gekommen ist. Eine Nichtbehandlung kann weitgehende Folgen haben, die von Bildung einer Abszedierung im Gesichts-Hals-Bereich bis zur Entwicklung einer lebensbedrohlichen Phlegmone reichen können (Baumann und Beer 2007).

Eine Wurzelkanalbehandlung ist die letztmöglich nichtchirurgische Maßnahme zum Erhalt eines natürlichen Zahnes am Patienten. Die alternative zahnärztliche Behandlung wäre die Entfernung des Zahnes mit einem damit verbundenen Zahnersatz. Die hohen Überlebensrate zwischen 86% und 93% im Zeitraum von zwei bis zehn Jahren sprechen für einer Wurzelkanalbehandlung als eine primäre Therapieoption (Ng *et al.* 2010).

1.1.4 Wurzelkanalbehandlung

Um eine endodontische Behandlung mit einem erfolgreichen Ergebnis zu erzielen, sind laut Berutti und Castellucci (2005) drei Faktoren entscheidend: Reinigung mit Aufbereitung, Desinfektion und dreidimensionale Obturation des Wurzelkanalsystems. Diese Aspekte sind in den fünf Schritten der Wurzelkanalbehandlung inkorporiert. Der Prozess beginnt mit einer Trepanation, gefolgt von der Aufbereitung, Spülung, Obturation und schließlich dem Verschluss der Kavität.

Trepanation

Unter dem Begriff der Trepanation versteht man die Eröffnung der Pulpakammer, die idealerweise einen geradlinigen Zugang zum Wurzelkanalsystem ermöglicht. Diese Kavität muss groß genug sein, um eine vollständige Kariesentfernung zu gewährleisten und gleichzeitig Zahnschubstanzschonend bleiben. Bei der Trepanation

wird das gesamte koronale Pulpagewebe mit Pulpdach vollständig entfernt und so die Lokalisation der Wurzelkanaleingänge ermöglicht. (Hargreaves *et al.* 2011)

Aufbereitung

Die Aufbereitung ist der zweite Schritt in der Wurzelkanalbehandlung. Laut Hargreaves *et al.* (2011) dient sie zur Entfernung von infiziertem Hart- und Weichgewebe und ermöglicht desinfizierenden Spülungsflüssigkeiten den Zugang zum apikalen Teil des Wurzelkanals. Darüber hinaus wird das Einbringen von Medikamenten und die spätere Obturation durch die Aufbereitung des Kanals vorbereitet. Gleichzeitig sollte die Instrumentation und Gestaltung des Kanals die Integrität der radikulären Strukturen nicht gefährden.

Bei diesem Schritt wird auch der apikale Endpunkt der Wurzelkanalfüllung bestimmt. In der Literatur wird die apikale Konstriktion als das gewünschte Ende einer Wurzelfüllung genannt (Hellwig *et al.* 2009, Hargreaves *et al.* 2011). Eine Überextension ins periradikuläre Gewebe könnte eine Fremdkörperreaktion sowie eine Extrusion durch bakteriellen Biofilm verursachen. Bei einer Unterfüllung besteht das Risiko, dass potenziell infizierte Wurzelkanaloberfläche verbleibt. von (Chugal *et al.* 2003).

Spülung und medikamentöse Einlage

Die alleinige Aufbereitung des Wurzelkanalsystems gewährleistet keine vollständige Elimination der Mikroorganismen im Kanal. Studien zeigen, dass nur ein Teil des Wurzelsystems mit mechanischer Aufbereitung erreicht werden kann. Durch Micro-CT Analysen konnte der Anteil der instrumentierten Oberfläche ermittelt werden. Peters *et al.* (2003) geben an, dass 43–49% der Wurzelkanaloberfläche nach einer maschinellen Aufbereitung unbehandelt sind. Ähnliche Angaben wurden durch De-Deus *et al.* (2015), Coelho *et al.* (2016), Belladonna *et al.* (2018) gemacht. Um diesen Mangel zu kompensieren, wurde die zusätzliche Reinigung des Wurzelkanals mittels Spüllösungen empfohlen.

Natriumhypochlorit (NaOCl) ist dafür die am häufigsten verwendete Lösung. Durch ihre gewebeauflösende Wirkung kann restliches Pulpagewebe abgebaut werden und die antibakterielle Wirkung sorgt für die Reduzierung der Anzahl der Mikroorganismen im Kanal (Basrani und Haapasalo 2012).

Ethylendiamintetraacetat (EDTA) wird zusätzlich zu NaOCl empfohlen und dient der Entfernung der Schmierschicht, die bei der maschinellen Aufbereitung entsteht (Hargreaves *et al.* 2011).

Kochsalzlösung wird in der Endodontie verwendet, um chemische Reaktionen zwischen Spülungen zu verhindern (Haapasalo *et al.* 2010).

Obturation

Die Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (Hülsmann M. und Schäfer E. 2005) definiert die Wurzelfüllung als ein „dauerhafter, flüssigkeits- und bakteriendichter Verschluss des gesamten Wurzelkanalsystems mit biokompatiblen, unlöslichen Materialien.“

Es gibt eine große Anzahl an Materialien und Techniken der Wurzelkanalfüllung. Die am weitesten verbreitete Methode besteht aus der Kombination von Guttapercha mit einem Sealers (Hargreaves *et al.* 2011). Die Eigenschaften dieser Materialien sind detailliert im Kapitel 1.2 „Wurzelkanalfüllmaterialien“ erläutert.

Bei den Obturationstechniken kann man kalte und warme Füllmethoden voneinander unterscheiden. Zu den kalten Methoden gehören die laterale Kondensation und die Einstifttechnik. Die laterale Kondensation ist eine zuverlässige Technik, die universell anwendbar ist. Ein Nachteil dieser Methode liegt jedoch in ihrem zeitlichen Aufwand.

Die Einstifttechnik verwendet eine einzige Guttaperchaspitze in Kombination mit einem Sealer. Im Vergleich zur lateralen Kondensation ist diese Methode einfacher und zeitsparender. Es werden keine Kräfte auf die Wände des Kanals ausgeübt, dadurch besteht eine geringere Gefahr von Frakturen (Capar *et al.* 2015). Darüber hinaus sind potentielle Schäden, die bei den warmen Methoden durch Hitze entstehen können, ausgeschlossen (Silver *et al.* 1999). Allerdings ist der Anteil des Sealers zur Guttapercha deutlich höher als bei anderen Obturationsmethoden (Wu *et al.* 2000). Das Schrumpfen beim Abbinden und die Löslichkeit der Sealer waren die Hauptgründe zur Ablehnung dieses Füllsystems. Diese Art der Wurzelfüllung kann auch zum Auftreten von Hohlräumen führen, was die langfristige Prognose der Behandlung verschlechtert (Beatty 1987).

Die Einstifttechnik erfährt in den letzten Jahren aber wieder eine Wiederbelebung dank der Einführung von Guttaperchaspitzen mit größeren Tapern, die in Form und Größe mit den Instrumenten der maschinellen Aufbereitung übereinstimmen (Gordon *et al.*

2005). Ein anderer Grund für die Renaissance der Einstifttechnik im klinischen Alltag stellt auch die Entwicklung neuer Wurzelkanalfüllmaterialien auf Kalziumsilikat-Basis dar, die in Kombination mit der Einstifttechnik von den Hersteller der Sealer empfohlen werden (FKG 2020, Septodont GmbH 2021).

Die Länge und Qualität der Wurzelfüllung werden in der Regel röntgenologisch überprüft. Für die Prognose des Zahnes wurde als idealer Endpunkt der Wurzelfüllung 0 – 2 mm vor dem röntgenologischen Apex festgelegt (Chugal *et al.* 2003). Dabei ist die ideale Länge abhängig von der initialen Diagnose des Zahnes. Bei einer primär nekrotischen Pulpa ist der ideale Endpunkt am röntgenologischen Apex um die Infektion möglichst vollständig zu eliminieren (Chugal *et al.* 2003). Bei einer primär vitalen Pulpa genügt eine Wurzelfüllung die bis 2 mm vor den röntgenologischen Apex reicht (Chugal *et al.* 2003), da bei primär vitaler Pulpa keine periapikale Infektion anzunehmen ist. Die Zähne mit Wurzelfüllungen, die kürzer als 2 mm vor dem röntgenologischen Apex gefüllt sind, haben eine schlechtere Prognose. Pro Millimeter sinkt die Erfolgsrate um etwa 14%. (Sjogren *et al.* 1990) Überfüllte Kanäle haben jedoch eine schlechtere Prognose als die Wurzelfüllungen, die zu kurz sind (Doyle *et al.* 2007).

1.2 Wurzelkanalfüllmaterialien

1.2.1 Guttapercha

Die Guttapercha ist ein Extrakt aus den Bäumen der Familie *Sapotaceae* (Borthakur 2002). Der erste Einsatz in der Endodontologie kann bis ins 19. Jahrhundert zurückverfolgt werden. In dem Jahr 1867 wurde von Herrn Bowman die Guttapercha als Wurzelkanalfüllungsmaterial zum ersten Mal verwendet (Prakash *et al.* 2005).

Die chemische Formel 1,4 trans-Polyisopren der Guttapercha entspricht dem Kautschuk. Das erklärt die Konsistenz des Materials die einem Gummi ähnelt. (Goodman *et al.* 1974) Die Medizinische Guttapercha ist heutzutage kein reines Naturprodukt sondern besteht aus Guttapercha (15 - 20%), Zinkoxid (67 - 84%), Wachse und Kunststoffe (16 - 22%), Metallsulfate (0 - 11%), Farbstoffen und einigen Spurelementen (Gurgel-Filho *et al.* 2003).

Laut Goodman *et al.* (1974) kommt Guttapercha in verschiedenen kristallinen Formen vor, der Alpha und der Beta Form, die sich durch unterschiedlichen Schmelzpunkte

unterscheiden. Die kommerziell verfügbare Guttapercha wird sowohl in Alpha als auch in Beta Form produziert (Combe *et al.* 2001). Ein Beispiel einer Guttapercha ist in der Abbildung 2 dargestellt.

Die Beta Form ist bei Raumtemperatur stabil und fest (Tanomaru-Filho *et al.* 2007). Bei der Erwärmung über 42° - 49°C wird sie plastisch und wandelt sich in die Alpha Form um (Goodman *et al.* 1974).

Die Alpha Form ist bei Raumtemperatur spröde (Tanomaru-Filho *et al.* 2007). Bei Erhitzung über 53° - 59°C geht sie in amorphe Phase über (Goodman *et al.* 1974) und wird klebrig und fließfähig. (Tanomaru-Filho *et al.* 2007).



Abbildung 2: Guttaperchastifte von VDW.

Zu den wichtigen Eigenschaften des Materials gehören eine gute Biokompatibilität, Elastizität und leichte Handhabung. Weitere Vorteile der Guttapercha sind das radioopake Erscheinungsbild sowie die leichte Entfernbarkeit, die beim Setzen von Stiften sowie Revisionen von Bedeutung ist (Hargreaves *et al.* 2011).

Da Guttapercha keine Verbindung mit der Dentinwand des Wurzelkanals eingeht (Evans und Simon 1986), kann Guttapercha allein einen Wurzelkanal nicht dauerhaft flüssigkeits- und bakteriendicht verschließen. Um Nachteile der Guttapercha zu minimieren, wurden Sealer entwickelt die bei Wurzelkanalbehandlungen als ergänzendes Wurzelfüllungsmaterial eingesetzt werden.

1.2.2 Sealer

Die Aufgabe eines Wurzelkanalsealers ist es die Unregelmäßigkeiten des Wurzelkanalsystems, akzessorische Kanäle und Areale, die nicht durch Guttapercha

gefüllt werden können, zu versiegeln (Flores *et al.* 2011). Entscheidender für eine langfristige bakteriendichte Wurzelfüllung ist die Integrität des Sealers und nicht der Guttapercha (Schäfer und Zandbiglari 2003). Aus diesem Grund wurden in den letzten Jahren zahlreiche neue Sealer mit verbesserten Eigenschaften auf dem Markt gebracht.

1.2.3 Anforderungen an Sealer

Grossman (Chandra und Gopikrishna 2014) stellte die Anforderungen an ein geeignetes Wurzelkanalfüllmaterial in seinem Lehrbuch vor. Ein ideales Wurzelfüllmaterial (a) ist einfach in den Kanal einbringbar, (b) versiegelt den Kanal sowohl von lateral als auch apikal, (c) schrumpft nicht nach Einbringen, (d) hat eine lange Abbindezeit, (e) ist unempfindlich gegen Gewebeflüssigkeit, (f) ist bakteriostatisch oder wenigstens nicht wachstumsfördernd (g) ist radioopak (h) verfärbt die Zahnschmelze nicht (i) irritiert das periapikale Gewebe nicht, und (j) ist einfach entfernbar. Es wurden zahlreiche Sealer über Jahre entwickelt, allerdings gibt es bisher keinen einzigen Sealer der alle Kriterien nach Grossman erfüllt.

Heutzutage sind die Materialanforderungen und die Testmethoden, die jeder Wurzelkanalfüllpaste erfüllen sollte, in der DIN EN ISO 6876:2012 (ISO-Norm) gelistet. Es geht um einen Leitfaden, der einen freiwilligen technischen Standard zur Qualitätssicherung definiert. DIN steht für das Deutsche Institut für Normung, die Kombination mit den Abkürzungen EN und ISO bedeutet eine deutsche Übernahme einer auf der europäischen und internationalen Ebene anerkannten Norm. Die internationale Standardisierung der Versuchsmethoden zur Evaluation der physikalischen und chemischen Eigenschaften der Wurzelfüllungsmaterialien ermöglicht nicht nur die einheitliche Untersuchung der etablierten Materialien auf dem Markt, sondern auch den Vergleich von Ergebnissen aus vergangenen Studien.

Ein Qualitätsmerkmal des Wurzelkanalfüllmaterials stellt die **Radioopazität** dar. Diese ermöglicht das Material in einem Röntgenbild von benachbarten anatomischen Strukturen wie Knochen und Zahn zu unterscheiden (Shah *et al.* 1996). Es ist von Bedeutung, dass sich die Radioopazität eines Sealers von der optischen Dichte des Zahnes, aber auch der Luft unterscheidet (Cook 1981). In der Endodontologie werden die Vollständigkeit und die Qualität einer Wurzelkanalbehandlung röntgenologisch überprüft (Beyer-Olsen und Ørstavik 1981).

Die Radioopazität wird typischerweise im Vergleich zu einem Aluminiumstandard festgelegt. Ein Millimeter Dentin weist eine Radioopazität auf, die einer optischen Dichte von 1 mm Aluminium gleicht (Vivan *et al.* 2009). Gemäß der DIN-Norm sollte die Radioopazität des Sealers mindestens 3 mm Aluminium aufweisen.

Die **Fließfähigkeit** eines Materials ermöglicht die tiefe Penetration in das Wurzelkanalsystem. Die niedrige Viskosität erlaubt eine leichtere Ausfüllung des Kanals und der akzessorischen Kanäle. Mit steigender Fließrate erhöht sich das Risiko von Überpressung des Sealers über das apikale Foramen, was zu unterschiedlichen Reaktionen führen kann (Duarte *et al.* 2010). Diese können von einer Verlängerung der Heilungszeit (Muruzabal *et al.* 1966) bis zu einer Immunreaktion auf den Fremdkörper variieren (Nair *et al.* 1990).

Der Test von Sealern nach der DIN-Norm basiert auf dem Vermögen der Materialien sich unter Gewichteinfluss zu verschieben. Die Anforderung nach DIN-Norm getestete Methode stellt der kleinste Durchmesser des Versiegelungswerkstoffes auf 17 mm, wenn ein Gewicht von insgesamt 120 g auf das Werkstoff appliziert wird (Deutsches Institut für Normung 2012).

Eine weitere Materialanforderung ist die **Löslichkeit**. Gemäß der DIN-Norm sollte die Löslichkeit von einem ausgehärteten Sealer, der in destilliertem Wasser für 24 Stunden eingetaucht wurde, 3 % seiner Masse nicht überschreiten. Darüber hinaus sollte der Probekörper bei einer visuellen Untersuchung keinen Hinweis auf einen Zerfall aufweisen (Deutsches Institut für Normung 2012).

Eine hohe Löslichkeit und die damit verbundene dimensionale Veränderung können zum Verlust des Verbundes zum Dentin bzw. zur Guttapercha führen, was zu einem Verlust der Integrität der Wurzelfüllung führen kann. Die durch die Auflösung entstehenden Hohlräume können als potenzielle Bakterienpenetrationsquelle dienen und deren toxische Produkte können in das periapikale Gewebe gelangen (Ørstavik *et al.* 2001). Darüber hinaus kann ebenfalls der hohe Anteil an gelösten Stoffen von der Wurzelfüllpaste eine biologische Abwehrreaktion des periapikalen Gewebes hervorrufen (Geurtsen und Leyhausen 1997).

Die **Filmdicke** sollte beim Testverfahren nach der ISO-Norm eine Dicke von weniger als 50 µm aufweisen. Eine geringe Filmdicke ist empfohlen, um eine gleichmäßige Benetzung der Wurzelkanaldentins mit Sealer zu gewährleisten (Deus *et al.* 2003).

Die Eigenschaft der **Bakteriendichtigkeit** ist nicht durch die DIN-Norm geregelt, allerdings handelt es sich dabei um einer der wichtigsten Eigenschaften der verwendeten Materialien. Mehrere tierexperimentelle Studien konnten nachweisen, dass periapikale Entzündungen sich ohne die Anwesenheit von Bakterien nicht entstehen können (Kakehashi *et al.* 1965, Sundqvist 1976).

Somit ist die bakterielle Dichtigkeit von entscheidender Bedeutung, da koronale Undichtigkeiten (Coronal leakage) potenzielle Eintrittspforten für Bakterien in den Wurzelkanal und das periapikale Gewebe darstellen können. Da eine vollständige Sterilisation des Zahnes *in vivo* nicht möglich ist, wird mit einer optimalen Adaptation von Wurzelfüllungsmaterial angestrebt, den Hohlraum zu versiegeln, um den Lebensraum für Mikroorganismen auf ein Minimum zu reduzieren (Nawal *et al.* 2011).

Der **pH-Wert** ist ein weiterer bedeutsamer Aspekt des Sealers. Ein alkaliner pH-Wert ist mit bakteriostatischen Eigenschaften verbunden (McHugh *et al.* 2004). Darüber hinaus kann ein hoher pH-Wert zur Ausbildung von Hartgewebe durch Aktivierung von Phosphatasen führen (Stock 1985). Silva *et al.* (2013) behaupteten, dass die basische Umgebung eine Freisetzung der Hydroxyl-Ionen ermöglicht und dadurch die Entbindung der Kalzium-Ionen bewirkt. Deswegen ist ein konstant hoher pH-Wert für einen langen Zeitraum nach der Wurzelkanalbehandlung wünschenswert.

1.2.4 Klassifizierung von Sealern

Die Einteilung der Sealer erfolgt nach der chemischen Zusammensetzung. Es können unter anderem zinkoxideugenolbasierende, silikonbasierende, kalziumhydroxidbasierende, epoxidharzbasierende, polydimethylsiloxanbasierende und kalziumsilikatbasierende Sealer unterschieden werden. Zinkoxideugenolbasierende, silikonbasierende und kalziumhydroxidbasierende Sealer werden aufgrund ihrer historischen Bedeutung kurz dargestellt, epoxidharzbasierende, polydimethylsiloxanbasierende und kalziumsilikatbasierende Sealer werden ausführlicher erläutert.

Die Tabelle 1 stellt eine Zusammenfassung der bekannten Eigenschaften ausgewählten Sealer dar.

Zinkoxideugenol-Basis

Obwohl Zinkoxideugenol Sealer seit vielen Jahren weltweit verbreitet sind und antimikrobielle Eigenschaften aufweisen (Hargreaves *et al.* 2011), werden sie in Europa kaum eingesetzt. Sealer auf Zinkoxideugenol-Basis können eine zytotoxische Wirkung auslösen, wenn sie durch Überpressung ins periradikuläre Gewebe gelangen (Huang *et al.* 2002), und Eugenol wirkt sich zudem negativ auf die Haftfestigkeit von adhäsiven Verbundsystemen aus (Altmann *et al.* 2015). Zinkoxideugenol Sealer zeigen eine eingeschränkte Fähigkeit zur Verbindung mit Dentin und sind deshalb nicht in der Lage, kompromittierte Wurzeln zu stärken (Tyagi *et al.* 2013). Ein weiterer Nachteil ist die hohe Löslichkeit und die potenzielle Verfärbung der Zähne. (Hargreaves *et al.* 2011, Bjørndal *et al.* 2018).

Silikon-Basis

Silikonbasierende Sealer sind als „Vorentwicklungen“ der Guttaflow Bioseal zu betrachten. Die Produkte RoekoSeal Automix, GuttaFlow und GuttaFlow2 (Coltene/Whaledent) basieren auf einer Silikonmatrix vermischt mit Guttaperchapulver (Bjørndal *et al.* 2018). Durch ihre Expansionsfähigkeit (Brackett *et al.* 2006) (Hammad *et al.* 2008) bieten diese Sealer eine hohe Dichtigkeit (Wu *et al.* 2002). Darüber hinaus weisen sie eine geringe Toxizität auf (Lodiené *et al.* 2008).

Kalziumhydroxid-Basis

Kalziumhydroxid Sealer wurden aufgrund ihrer potenziellen osteogenen und antibakteriellen Wirkung bei Freisetzung von Kalziumhydroxid entwickelt. Diese Eigenschaften wurden jedoch nicht bestätigt (Desai und Chandler 2009, Mohammadi und Dummer 2011). Der Nachteil dieses Materials ist seine hohe Löslichkeit und geringe Bakteriendichte (Bjørndal *et al.* 2018). Die angestrebten bioaktiven Attribute wurden in Form der Kalziumsilikatbasierten Sealer weiterentwickelt.

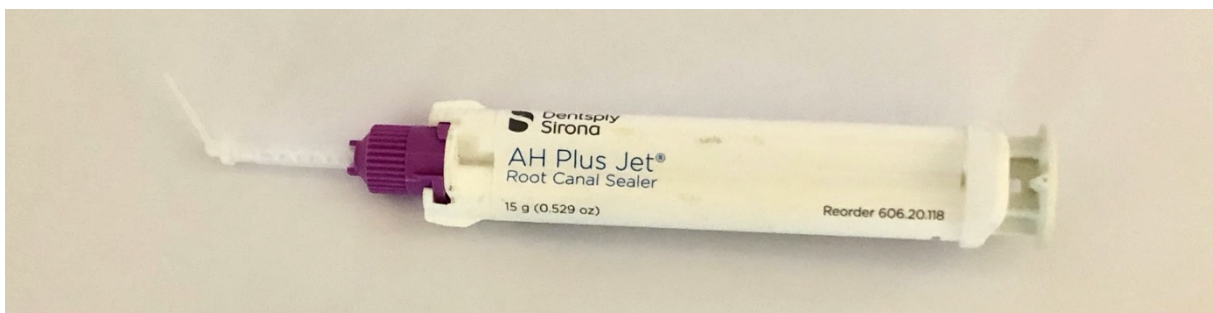


Abbildung 3: AH Plus Sealer.

Epoxidharz-Basis

AH Plus gilt als der derzeitige Goldstandard für Wurzelfüllung in Kombination mit Guttapercha wegen seiner exzellenten physischen, chemischen und biologischen Eigenschaften (Hellwig *et al.* 2009). Ein Beispiel eines AH Plus Sealers ist in der Abbildung 3 dargestellt. Dieses Produkt wird in endodontischen Vergleichsstudien häufig als Kontrollmaterial benutzt (Garrido *et al.* 2010, Almeida *et al.* 2017).

Den Sealer gibt es in Form von zwei Tuben zum manuellen Anmischen oder in einer gebrauchsfertigen Doppelkammer-Spritze. AH Plus besteht aus zwei Komponenten, die eine Polyadditionsreaktion beim Anmischen auslösen (Dentsply DeTrey GmbH 2005). Die Paste A besteht aus Bisphenol-A Epoxidharz, Bisphenol-F Epoxidharz, Kalziumwolframat, Zirkoniumoxid, hochdisperses Siliciumdioxid und Eisenoxid. Die Paste B besteht aus Dibenzyl-Diamin, Amino-Adamantan, Tricyclodecan-Diamin, Kalziumwolframat, Zirkoniumoxid, Hochdisperses Siliciumdioxid, Silikonöl (Dentsply DeTrey GmbH 2017).

Laut dem Hersteller besitzt dieses Produkt eine sehr gute Radioopazität, eine sehr hohe Dimensionsstabilität, eine niedrige Löslichkeit, verursacht keine Verfärbungen, ist formaldehydfrei und biokompatibel (Dentsply DeTrey GmbH 2005).

Die Studien bestätigen die hohen Radioopazitätswerte und die gute Fließfähigkeit (Flores *et al.* 2011, Candeiro *et al.* 2012, Lim *et al.* 2015, Benezra *et al.* 2017, Tanomaru-Filho *et al.* 2019, Silva *et al.* 2020). Auch die Filmdicke wurde als adäquat zur ISO-Norm verifiziert (Zhou *et al.* 2013, Benezra *et al.* 2017). Die dimensionale Stabilität konnte jedoch nicht eindeutig nachgewiesen werden. Untersuchungen zeigen, dass AH Plus eine Expansionsneigung aufweist, die auf Wasseraufnahme zurückzuführen ist (Flores *et al.* 2011, Marín-Bauza *et al.* 2012). Die Löslichkeit hingegen erfüllt die Anforderungen der ISO-Norm (Prüllage *et al.* 2016, Urban *et al.* 2018, Silva *et al.* 2020). Hinsichtlich des pH-Werts wurden unterschiedliche Ergebnisse beobachtet. (Candeiro *et al.* 2012, Siboni *et al.* 2017, Zordan-Bronzel *et al.* 2019). Darüber hinaus zeigte das Material keine Bakteriendichtigkeit (De-Deus *et al.* 2007, Yanpiset *et al.* 2018).

Der größte Nachteil dieses Sealers besteht in der Abwesenheit der bioaktiven Eigenschaften. In einer Studie von Heyder *et al.* (2013) wurde bakterielle Hemmung im frisch gemischten Zustand nachgewiesen, jedoch nahm die antibakterielle Wirkung

nach Aushärtung des Materials ab. Potentielle Limitationen sind auch die mögliche Mutagenität und Zytotoxizität (Schweikl *et al.* 1998, Cohen *et al.* 2000). Darüber hinaus erfolgt keine Bindung von AH Plus an die Guttapercha, was das Abdichtungsvermögen in Frage stellt (Ørstavik *et al.* 2001).

Polydimethylsiloxan-Basis

GuttaFlow bioseal ist ein gebrauchsfertiger Sealer in Form einer vorgefertigten Spritze, der im Jahr 2015 auf den Markt gekommen ist (Gandolfi *et al.* 2016). Es handelt sich um eine neue verbesserte Formel des Roekoseal, des ersten silikonbasierten Sealers. Ein Beispiel einer GuttaFlow bioseal Spritze ist in Abbildung 4 dargestellt.

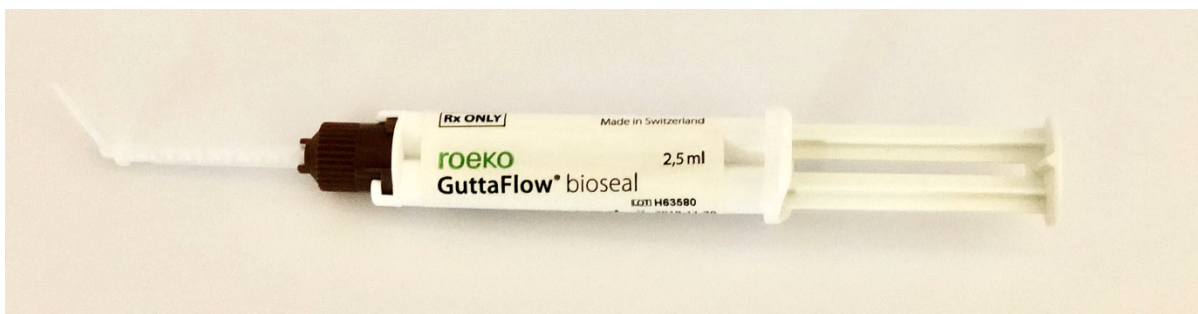


Abbildung 4: GuttaFlow bioseal Sealer.

Diese Wurzelfüllpaste vereint die Eigenschaften einer fließfähigen Guttapercha mit einem Sealer in einem Produkt. GuttaFlow bioseal ist ein silikon-basierter Sealer, dessen Hauptbestandteil Polydimethylsiloxanmatrix ist und der mit fein gemahlenem Guttaperchapulver gefüllt ist. Zusätzlich beinhaltet er Platinkatalysator, Zirkonoxid, Micro-Silber als Konservierungsmittel, Farbstoff und bioaktive Glaskeramik. Laut Hersteller kann dieses Material mehr als nur Versiegeln und Füllen. Neben einer hohen Dichtigkeit, optimaler Röntgensichtbarkeit, ausgezeichneten Fließeigenschaften und nahezu keiner Löslichkeit besitzt er das Vermögen, sich leicht zu expandieren. Dank seiner bioaktiven Inhaltsstoffe fördert er die Bildung von Hydroxylapatitkristallen an der Oberfläche, was eine gute Adhäsion zum Dentin bildet. Diese Kristalle sind gleichzeitig ein natürlicher Trigger, der die Regeneration von Knochen und Dentinegewebe anreizt (Coltène/Whaledent AG 2015, Coltène/Whaledent AG 2016).

GuttaFlow bioseal hat in vorherigen Studien eine niedrige Löslichkeit (Camargo *et al.* 2017, Khalil *et al.* 2019), akzeptable pH-Wert (Gandolfi *et al.* 2016) sowie Filmdicke (Heran *et al.* 2019), Fließfähigkeit (Camargo *et al.* 2017, Heran *et al.* 2019) und

Radioopazität (Tanomaru-Filho *et al.* 2017, Heran *et al.* 2019) aufgewiesen. Es wurde jedoch keine Bakteriendichtigkeit bestätigt (Hwang *et al.* 2015).

Kalziumsilikat-Basis

Kalziumsilikat-basierte Sealer wurden auf Basis von Mineral Trioxid Aggregate (MTA) entwickelt. MTA ist chemisch gesehen ein Portlandzement und wurde im Jahr 1993 in der Endodontologie aufgrund seiner hydraulischen Eigenschaft, Bioaktivität und Biokompatibilität eingeführt (Parirokh und Torabinejad 2010).

Wegen der Nachteile dieses Materials (erhöhter Anteil von Arsen und Aluminium, schwierige Verarbeitung und lange Abbindezeit) wurden neue Produkte entwickelt, die die hervorragenden Eigenschaften von MTA besitzen und gleichzeitig die Nachteile der ursprünglichen MTA-Sealer als Wurzelkanalfüllungsmaterial nicht aufweisen (Camilleri 2017).

Die zweite Generation der MTA-Sealer werden als sogenannte „Bioceramics“ oder korrekterweise als hydraulische Sealer auf Kalziumsilikatbasis beschrieben (Camilleri *et al.* 2022). In dieser Doktorarbeit wird für die Vereinfachung der Begriff „Kalziumsilikat-basierte Sealer“ (KSBS) verwendet.

Die biologischen Eigenschaften der KSBS basieren auf der chemischen Zusammensetzung der ersten Generation und rufen ähnliche chemische Reaktionen hervor wie die ursprünglichen MTA. Das Hauptsubstrat Trikalziumsilikat geht beim Aushärtungsprozess eine Hydratationsreaktion ein. Unter Wasserzufuhr entstehen Kalziumsilikathydrogel und Kalziumhydroxid (Loushine *et al.* 2011). Folgend werden Kalziumionen freigesetzt, die die Bildung von Hydroxylapatit fördern (Loushine *et al.* 2011, Atmeh *et al.* 2012) und damit einen Verbund zwischen dem Dentin und dem Material ermöglichen. Die Kalziumionen erhöhen gleichzeitig den pH-Wert der Umgebung und fördern damit die antibakterielle Eigenschaft des Sealers (Zhang *et al.* 2009).

Die Bildung neuer Komponenten trägt zu den positiven biologischen Eigenschaften dieser Sealer bei. Andererseits stellt die Freisetzung der Kalziumionen eine Dimensionsänderung des Originalsealers dar und kann einen negativen Einfluss auf die Qualität der Wurzelfüllung bewirken (Donnermeyer *et al.* 2019).

Der erste endodontische Sealer der neuen Generation wurde im Jahr 2007 auf dem Markt von Innovative Bioceramix, Inc, Vancouver, Kanada vorgestellt (Donnermeyer *et al.* 2019). Seitdem haben mehrere Hersteller KSBS entwickelt.

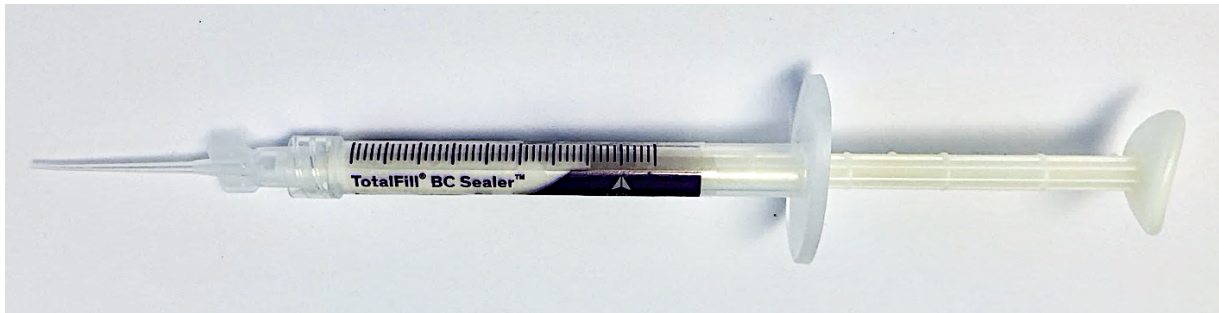


Abbildung 5: TotalFill BC Sealer.

TotalFill BC Sealer (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Schweiz) ist ein gebrauchsfertiges Wurzelkanalfüllmaterial. In Kanada ist er seit 2007 unter dem Name IRoot SP (Innovative Bioceramix, Vancouver, BC, Kanada) erhältlich und in den USA ist er als Endosequence BC (Brasseler USA, Savannah, GA) bekannt. Laut dem Hersteller besitzt dieses Material biologische Eigenschaften wie Biokompatibilität, Bioaktivität und eine antibakterielle Wirkung. Darüber hinaus schrumpft TotalFill BC nicht, sondern hat eine Tendenz sich auszudehnen. Dieses KSBS bildet Hydroxylapatit und garantiert damit einen Verbund zwischen dem Dentin und dem Sealer auch in feuchtem Zustand im Wurzelkanal (FKG 2020). Ein weiterer Vorteil besteht in der Hemmung des Wachstums von Mikroorganismen. Die Form der Spritze verspricht eine einfache Handhabung und Anwendung (FKG 2020). Ein Bild des Sealers in der Abbildung 5 ersichtlich.

Der TotalFill BC Sealer ist ein Einkomponentenmaterial, der aus Trikalziumsilikat, Dikalziumsilikat, Zirkonoxid, monobasischem Kalziumphosphat, Kalziumhydroxid, Füllstoffen und Verdickungsmitteln besteht (FKG 2020).

Die Studien zeigen adäquate physische und chemische Eigenschaften des Sealers (Zhou *et al.* 2013, Tanomaru-Filho *et al.* 2017, Chen *et al.* 2020), allerdings wurden widersprüchliche Angaben hinsichtlich der Löslichkeit festgestellt (Poggio *et al.* 2017, Colombo *et al.* 2018, Elyassi *et al.* 2019).



Abbildung 6: BioRoot RCS.

BioRoot RCS (Septodont, Saint-Maur-des Fosses, Frankreich) ist ein Zweikomponentensystem bestehend aus Pulver und Flüssigkeit, das vor der Applikation manuell angemischt werden muss. Dieses Produkt ist seit Februar 2015 auf dem Markt erhältlich (Lin *et al.* 2021). Siehe Abbildung 6.

Das Pulver besteht aus Trikalziumsilikat, Povidon (Kleber) und Zirkondioxid (Kontrastmittel). Die Flüssigkeit ist eine Lösung aus Kalziumchlorid (Akzelerator) und Polycarboxylat. Der Hersteller empfiehlt die Anwendung dieses Sealer in Kombination mit Guttapercha unter Einsatz der Einstifttechnik und verspricht eine dichte dreidimensionale Versiegelung ohne Schrumpfung. Durch die Förderung der Mineralisierung der Dentinstruktur schafft BioRoot RCS ein günstiges Umfeld für die periapikale Heilung und der hohe pH-Wert unterdrückt die bakterielle Vermehrung (Septodont GmbH 2021). Darüber hinaus ist BioRoot RCS laut Hersteller biokompatibel, geht einen Verbund mit Dentintubuli ein in Form einer hermetischen Versiegelung und ist leicht entfernbar (Septodont GmbH 2021).

Studien bestätigen die adäquaten physikalischen und chemischen Eigenschaften des Sealers. (Benezra *et al.* 2017, Katakidis *et al.* 2020, Silva *et al.* 2020). Allerdings stellten einige Forschergruppen eine hohe Löslichkeit fest (Poggio *et al.* 2017, Colombo *et al.* 2018).

Tabelle 1: bekannte Werkstoffkundige Eigenschaften ausgewählten Sealer.

Endodontischer Sealer	Vorteile	Nachteile
GuttaFlow bioseal	hohe Dichtigkeit, gute Radioopazität, gute Fließeigenschaften, niedrige Löslichkeit, bioaktive Eigenschaft (Coltène/Whaledent AG 2015, Coltène/Whaledent AG 2016)	keine Bakteriendichtigkeit (Hwang <i>et al.</i> 2015)
TotalFill BC Sealer	biokompatibel, bioaktive Eigenschaft, antibakterielle Wirkung, niedrige Schrumpfung, Expansionsvermögen (FKG 2020)	hohe Löslichkeit (Poggio <i>et al.</i> 2017, Colombo <i>et al.</i> 2018, Elyassi <i>et al.</i> 2019)
AH Plus	gute Radioopazität, hohe Dimensionsstabilität, niedrige Löslichkeit, verursacht keine Verfärbungen, Formaldehydfrei, biokompatibel (Dentsply DeTrey GmbH 2005)	keine bioaktiven Eigenschaften (Heyder <i>et al.</i> 2013) keine Adhäsion an Kanalwände (De-Deus <i>et al.</i> 2007, Yanpiset <i>et al.</i> 2018) kein Verbund mit Guttapercha (Ørstavik <i>et al.</i> 2001) Mutagenität, Zytotoxizität (Schweikl <i>et al.</i> 1998, Cohen <i>et al.</i> 2000)
BioRoot RCS	antibakterielle Wirkung, biokompatibel, Verbund mit Dentin, bioaktive Eigenschaft, leicht entfernbar (Septodont GmbH 2021)	hohe Löslichkeit (Poggio <i>et al.</i> 2017, Colombo <i>et al.</i> 2018)

2 Fragestellung und Studienziele

In diese Studie sollen mittels *in-vitro* Methoden, die aktuell auf dem Markt verfügbare Sealer mit Kalziumsilikatanteile gegen epoxidharzbasierten Sealer als Goldstandard verglichen werden.

Dafür wird TotalFill BC, GuttaFlow bioseal und BioRoot RCS im Verhältnis zu dem Goldstandard, AH Plus Sealer gesetzt. Es sollten chemisch-physikalische Eigenschaften hinsichtlich der Radioopazität, Filmdicke, Fließfähigkeit, Löslichkeit und pH-Werts verglichen werden. Darüber hinaus sollte zur Bestimmung der Dichtigkeit der Sealern ein Bakterienpenetrationstest zum Einsatz gebracht.

Die Arbeitshypothese dieser Untersuchungen lautet, dass neuartige Sealer mit Kalziumsilikatanteilen im Vergleich zu AH Plus keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich ihrer chemisch-physikalischen Eigenschaften sowie der bakteriellen Penetration aufweisen.

3 Material und Methoden

3.1 Verwendete Materialien

Als Grundlage für die Analyse von werkstoffkundlichen Eigenschaften wurde die DIN EN ISO 6876/2012 benutzt. Zur pH-Wert Untersuchungen und Bakterienpenetration gibt es allerdings keine DIN Norm, deswegen wurde eine in der Wissenschaft bekannte Versuchsmethode von Duarte (Duarte *et al.* 2000) als Vorlage für pH-Wert und Versuchsprotokoll von Torabinejad (Torabinejad *et al.* 1990) für Bakterienpenetration verwendet. Die endodontischen Sealer, die in den Versuchen untersucht wurden, sind in Tabelle 2 dargestellt. Alle Sealer wurden gemäß der Herstellerangaben angemischt und verarbeitet.

Tabelle 2: Übersicht der benutzten endodontischen Sealer. Angaben laut Hersteller (Coltène/Whaledent AG 2016, Dentsply DeTrey GmbH 2017, Innovative BioCeramix Inc. 2018, Septodont GmbH 2021).

Endodontischer Sealer	Lot Nummer	Hersteller	Abbindezeit laut Hersteller	Chemische Zusammensetzung laut Hersteller
BioRoot RCS	B20650 B25783	Septodont GmbH, Niederkassel, Deutschland	12 – 16 Minuten	Pulver: Trikalziumsilikat (25 – 50 %), Zirkoniumoxid (25 – 50 %), Povidon Flüssigkeit: Kalziumchlorid und Polycarboxylat
AH Plus	1711001109 1810000921 1912000469	Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland	4 Stunden	Paste A: Bisphenol-A Epoxidharz und Bisphenol-F Epoxidharz, Kalziumwolframat, Zirkoniumoxid, Hochdisperses Siliciumdioxid, Eisenoxid Paste B: Dibenzyl-Diamin (≥ 10 – < 20 %), Aminoadamantan (≥ 5 – < 10 %), Tricyclodecan- Diamin (≥ 0,1 – < 1 %), Kalziumwolframat, Zirkoniumoxid, Hochdisperses Siliciumdioxid, Silikonöl

Endodontischer Sealer	Lot Nummer	Hersteller	Abbindezeit laut Hersteller	Chemische Zusammensetzung laut Hersteller
TotalFill Sealer BC	17004SP 18003SP 20001SP	FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, Schweiz	4 Stunden in feuchtem Zustand	Zirkonoxid, Trikalziumsilikat, Dikalziumsilikat, monobasisches Kalziumphosphat, Kalziumhydroxid
GuttaFlow bioseal	I67555 J33182 K16942	Coltene/Whaledent GmbH, Altstätten, Schweiz	24 Stunden	Guttaperchapulver, Polydimethylsiloxan, Platinkatalysator, Zirkondioxid, Farbstoff, Bioglass

3.2 Radioopazität

Zur Herstellung von runden Probekörpern wurden Formen aus Optosil (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) mit einer Höhe von 1 mm und einem Innendurchmesser von 15,0 mm angefertigt. Pro Material wurden jeweils zwei Optosilformen mit dem zu testenden Sealer gefüllt. Um eine Aushärtung mit glatter Oberfläche zu gewährleisten, wurden die noch flüssigen Sealer mit einem Stück Zellophan und einer Glasplatte bedeckt. Zum Aushärten wurden die so angefertigten Probekörper in einer Klimakammer bei 37° C und 75% relativer Luftfeuchtigkeit gelagert (Steri-Cult CO₂ Inkubator, Thermo Electron Corporation, Ohio, USA). Die Aushärtezeiten wurden den Herstellerinformationen entnommen und in Tabelle 2 zusammengefasst. Da TotalFill nicht innerhalb der vom Hersteller angegebenen Zeit aushärtete, wurde die festgestellte Abbindezeit von Loushine (Loushine *et al.* 2011) verwendet.

Nach dem Aushärten wurden pro Material jeweils zwei runde Sealerplättchen aus den Optosilformen herausgeschnitten, um ein Brechen der Probekörper zu vermeiden. Anschließend wurden sie neben einem Aluminiumstufenkeil (NDTMED Röntgentechnik, Ilbesheim, Deutschland) auf einen intraoralen Röntgenfilm der Empfindlichkeitsklasse E/F (Insight, Carestream Health Deutschland GmbH, Stuttgart, Deutschland) gelegt.

Jede Stufe des Aluminiumstufenkeils wurde zur späteren Auswertung auf 0,01 mmAl Präzision mit einer Schieblehre gemessen, die Werte wurden notiert. Der Röntgentubus eines dentalen Röntgengerätes (Heliodent plus, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) wurde mit einem Fokus-Film Abstand von 300 mm eingestellt. Der Röntgenfilm wurde mit einer Spannung von 65 kV und einer Stromstärke von 5 mA für 0,25 s belichtet. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 7 abgebildet.



*Abbildung 7: Versuchsaufbau
Radioopazität.*

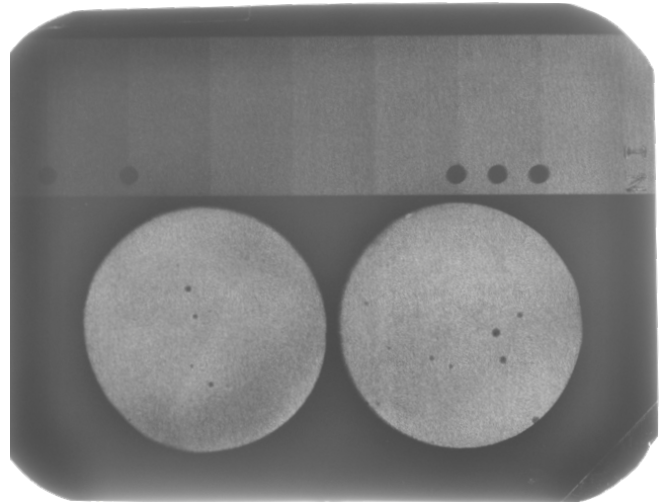


Abbildung 8: ein entwickeltes Bild.

Die Filme wurden in einer Dunkelkammer entwickelt und anschließend zur Digitalisierung mit einer digitalen Kamera aufgenommen. Ein Beispiel ist in der Abbildung 8 dargestellt. Zur Auswertung wurde eine graphische Analysesoftware (Adobe Photoshop 2020, Version 22.1.0 Adobe Inc., Kalifornien, USA) verwendet. Dazu wurden der durchschnittliche Grauwert jeder dargestellten Stufe des Aluminiumstufenkeils gemessen. Dieser Grauwert wurde jeweils dem gemessenen mmAl Wert der entsprechenden Stufe gleichgesetzt. Da das Röntgenbild nur einen begrenzten Abschnitt des Aluminiumstufenkeils abbildet, wurden die bekannten Grauwerte des Aluminiumstufenkeils in einer Eichkurve mit der Formel $y = ax + b$ mit Hilfe der Software Excel (Microsoft Excel, Version 16.46 Microsoft Corporation, Washington, USA) extrapoliert. Eine lineare Funktion wurde ausgewählt, da die Intensität der Strahlung direkt proportional zur Dicke des Aluminiums ist. Die Werte der y-Achse wurden aus der früher gemessenen Dicke jeder Aluminiumstufe [mmAl] entnommen. Die Werte der x-Achse entsprachen dem Grauwert der jeweiligen

Aluminiumstufe. Der durchschnittliche Grauwert eines Probekörpers wurde mittels der Analysesoftware kalkuliert und dieser mit dem entsprechenden y-Wert auf der extrapolierten Geraden gleichgesetzt. Dieser y-Wert gleicht dem Äquivalenzwert für die Röntgensichtbarkeit des Probekörpers in mmAl. Der Mittelwert von beiden Probekörpern wurde als Radioopazität aufgezeichnet. Für jedes Röntgenbild wurden die Berechnungen für die Aluminiumgraustufenwerte neu ermittelt.

3.3 Filmdicke

Zwei flache Glasplatten mit einer gleichmäßigen Dicke von $d = 5 \text{ mm}$ und mit einer Kontaktfläche von 225 mm^2 wurden aufeinander platziert und ihre gesamte Dicke auf $1 \text{ }\mu\text{m}$ genau gemessen. In der Mitte einer der Glasplatten wurden $0,2 \text{ g}$ frisch angemischter Sealer aufgebracht. Die zweite Glasplatte wurde auf die erste, mit Sealer beschickte Glasplatte, gelegt. Nach 180 s ab Mischbeginn wurde eine Belastung von $0,150 \text{ N}$ auf die obere Glasplatte aufgebracht. Es wurde darauf geachtet, dass der Wurzelkanalversiegelungswerkstoff gleichmäßig und vollständig den Spalt zwischen den Glasplatten ausfüllt. Nach 10 Minuten wurde die Dicke von der gebauten Konstruktion mit dem Sealer vermessen. Dafür wurde eine digitale Bügelmessschraube (Horex, Hoffman GmbH Qualitätswerkzeuge, München, Deutschland) mit einer $0,001 \text{ }\mu\text{m}$ Präzision verwendet. In der Abbildung 9 ist die Mikrometerschraube beim Einsatz dargestellt.

Der Wert der Filmdicke errechnete sich als Summe der Dicke der Platten mit Versiegelungswerkstoff minus die Summe der Dicke der Platten ohne Sealer. Es wurden drei Messungen pro Material durchgeführt. Der Mittelwert dieser Messungen wurde berechnet und dieses als Filmdicke aufgezeichnet.



Abbildung 9: Versuchsaufbau Filmdicke.

3.4 Fließfähigkeit

Frisch angemischter Sealer wurde in eine graduierte Insulinspritze (Injekt 40 Solo, B. Braun, Melsungen, Deutschland) eingebracht. Anschließend wurden 0,05 ml des Materials in die Mitte einer Glasplatte mit den Maßen 40 x 40 mm und einer Dicke von $d = 5$ mm gegeben. Nach hundertachtzig Sekunden ab Mischbeginn wurde eine zweite Glasplatte, der gleichen Größe und Dicke, auf die Probe gelegt und eine Last zentral auf diese so appliziert, dass insgesamt eine Kraft äquivalent zu 120 g auf das Material wirkte. Nach zehn Minuten wurde die Last von der zweiten Platte entfernt und die beiden Glasplatten wurden voneinander getrennt. Der Versuchsaufbau ist in der Abbildung 10 dargestellt.

Der größte und kleinste Durchmesser des Materials wurde mit einer Schieblehre gemessen. Dabei mussten die einzeln gemessenen Werte auf 1 mm übereinstimmen, sonst musste die Prüfung wiederholt werden. Pro Material wurden drei Messungen

unabhängig voneinander durchgeführt. Die Fließfähigkeit wurde als Mittelwert dieser Messungen auf zwei Nachkommastellen gerundet ermittelt.



Abbildung 10: Versuchsaufbau Fließfähigkeit.

3.5 Löslichkeit

Zur Herstellung von Proben wurden Formen aus Optosil mit einer Höhe von 1,5 mm und einem Innendurchmesser von 15,0 mm benutzt. Diese wurden mit dem entsprechenden Material befüllt, mit einer wasserdurchlässigen Folie überzogen und anschließend zur Glättung der Oberfläche mit einer Glasplatte bedeckt. Die Proben wurden anschließend gemäß der DIN-Norm für die 1,5 fache der vom Hersteller angegebenen Aushärtezeit in einer Klimakammer bei 37° Celsius mit einer relativen Luftfeuchtigkeit von >75% aufbewahrt.

Von jedem Material wurden insgesamt zehn Proben hergestellt und in fünf Gruppen von jeweils zwei Probekörpern eingeteilt. Nach der Aushärtung wurden die Proben aus den Silikonformen entnommen und ihre Masse wurde mit einer Feinwaage (AEA 100A, Adam Equipment Inc., Connecticut, USA) dreimal mit einer Genauigkeit von 0,0001 g bestimmt. Pro Gruppe bestehend aus je zwei Prüfkörpern wurde der Mittelwert der ermittelten Masse berechnet.

Anschließend wurden die Gruppen für unterschiedliche Dauer in eine Salzlösung nach Hanks (HBSS Lösung, H6648-500ml, Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland) eingelegt. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich über 24 Stunden, 1 Monat, 3 Monaten, 6 Monaten und 1 Jahr. Für die Lagerung wurden Petrischalen mit Deckel verwendet (BD Falcon, Becton Dickinson Labware, New Jersey, USA). Je eine Gruppe, zwei Probekörper des gleichen Materials, wurden in eine Petrischale A so gelegt, dass sie weder einander noch die Wände der Petrischale berührten. Es wurden 50ml der HBSS Lösung zugegeben und die Schalen wurden in einer Klimakammer mit relativer Luftfeuchtigkeit von 100% (Innovens 234 EB2, Jouan SA, Pays de la Loire, Frankreich) für die entsprechende Dauer gelagert.

Nach Ablauf der Versuchszeit wurde der Inhalt von Petrischale A durch einen Filter (Filter Paper, Whatman plc, Maidstone, Vereinigtes Königreich) in eine Petrischale B gegossen. Das Gewicht der Petrischale B wurde vor der Filtration dreimal mit einer Genauigkeit von 0,0001 g gewogen und daraus der Mittelwert für das Leergewicht der Petrischale B errechnet. Der Filter wurde in einen Trichter eingebracht und ca. 20 mm über der Petrischale B angeordnet. Die Petrischale A wurde danach dreimal mit jeweils 5 ml HBSS Lösung gespült und der Inhalt ebenfalls durch den Filter in die Petrischale B gegeben. Die Petrischale B mit Filtrationstrichter ist in der Abbildung 11 dargestellt. Die Schale B wurde anschließend bei 87°C so lange in einen Ofen (Shake 'n Stack, Thermo Electron Corporation, Ohio, USA) gestellt, bis die gesamte Flüssigkeit verdampft ist. Der Ofen wurde ausgeschaltet und die Schalen wurden für nächsten 24 Stunden zum Abkühlen im Ofen belassen. Die Petrischale B wurde nach Evaporation mit ihrem Inhalt mit Hilfe einer Feinwaage dreimal gewogen und es wurde der Mittelwert berechnet. Schließlich wurde von diesem Mittelwert das Gewicht der in der HBSS Lösung enthaltenen Elektrolyte und Salze in Gramm abgezogen.

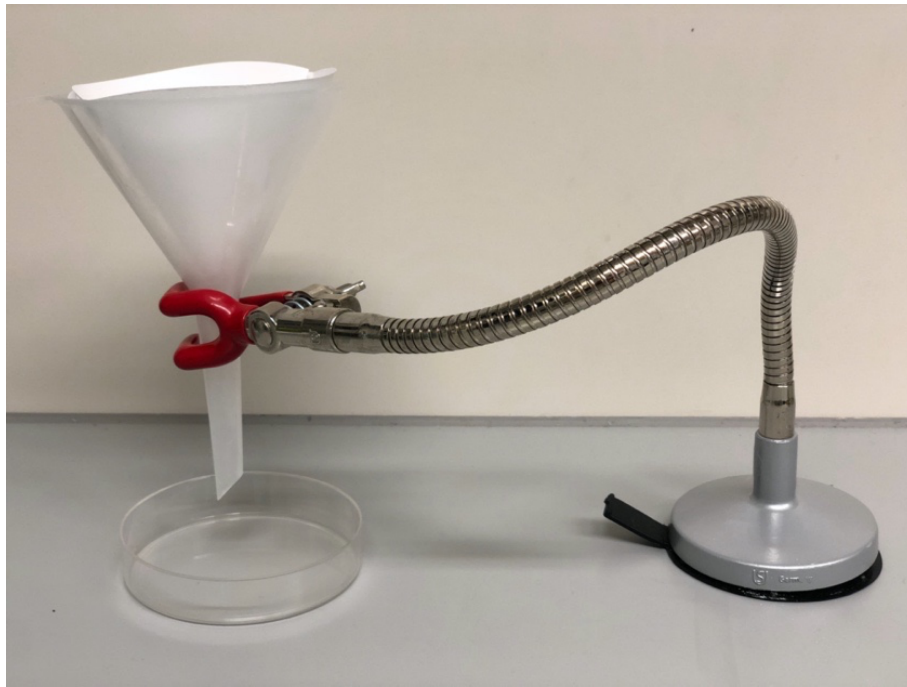


Abbildung 11: Versuchsaufbau Löslichkeit.

Die Differenz zwischen Petrischale B vor und nach Evaporation stellt die Menge des aus den Probekörpern gelösten Versiegelungswerkstoffs dar. Diese Massendifferenz wurde durch den Mittelwert des Probengewichts geteilt und mit hundert multipliziert, um den Prozentteil der ursprünglichen Masse der Probekörper zu errechnen. Die Prozentzahl entspricht der gesuchten Löslichkeit.

3.6 pH-Wert Analyse

Zur Bestimmung des pH-Werts wurden zwei Proben je Material hergestellt. Dazu wurden Silikonröhrchen (PTFE-Schläuche, OMNILAB-LABORZENTRUM GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland) mit einem Innendurchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 10,0 mm mit frisch gemischtem Sealer befüllt und überschüssiges Material wurde entfernt. Jede Probe wurde direkt nach Fertigung in ein steriles Zentrifugenröhrchen aus Polyethylen (Polystyrene Conical Tube, Coming Science Mexico, S.A. de C.V., Tamaulipas, Mexiko) zusammen mit 10 ml von deionisiertem Wasser eingefügt. Diese wurden versiegelt und bei 37° C in einer Klimakammer (Innovens 234 EB2, Jouan SA, Pays de la Loire, Frankreich) für die Dauer des Untersuchungszeitraums aufbewahrt. Darüber hinaus wurde für jede Messperiode als negative Kontrollgruppe ein ausschließlich mit deionisiertem Wasser befülltes

Zentrifugenröhrchen verwendet. Die Lagerung der Versuchsgefäße ist in Abbildung 12 dargestellt.



Abbildung 12: Lagerung der Versuchsgefäßen in Klimakammer.

Der pH-Wert wurde mit Hilfe eines pH-Meters (827 pH Lab, Deutsche Metrohm GmbH & Co. KG, Filderstadt, Deutschland) bestimmt. Zum Zeitpunkt der Messung wurden Testgefäße aus der Klimakammer entnommen. Die Behälter wurden 5 Sekunden mit der Hand geschwenkt, um eine bessere Vermischung des Inhalts zu erzielen. Am Anfang jeder Messung wurde die Präzision des pH-Meters mit einer Kalibrierlösung kontrolliert. Die Sonde des pH-Meters wurde außerdem vor jeder einzelnen Messung mit destilliertem Wasser gespült und überschüssige Flüssigkeit wurde abgeschüttelt, um eine Kontamination von des jeweils nächsten Zentrifugenröhrchens zu vermeiden. Danach wurde die Sonde so in das Zentrifugenröhrchen eingebracht, dass sie keine der Gefäßwände berührte. Anschließend wurde der pH-Wert bestimmt. Die Abbildung 13 zeigt den pH-Meter zum Zeitpunkt, zu dem der Wert nach Herstellerangaben abgelesen werden kann.

Nach der Messung wurden Probekörper von den Gefäßen mit einer sterilen Pinzette entnommen und in ein neues steriles Gefäß gegeben. Die Röhrchen wurden mit jeweils 10 ml von frischem, deionisiertem Wasser neu befüllt und schließlich bis zum nächsten Messzeitpunkt in der Klimakammer gelagert.

Die Messungen wurden im Zeitraum von 3 Stunden, 6 Stunden, 9 Stunden, 1 Tag, 3 Tagen, 7 Tagen, 28 Tagen und 3 Monaten ab dem Moment des ersten Eintauchens in

das deionisierte Wasser durchgeführt. Für jeden der Messzeitpunkte wurden zwei pH-Werte ermittelt und aus ihnen der Mittelwert errechnet.



Abbildung 13: pH-Meter.

3.7 Bakterienpenetrationstest

3.7.1 Vorbereitung von Zähnen

Für diesen Versuch wurden einhundertsechs extrahierte menschliche einwurzelige Zähne ausgewählt und bis zum Versuchsbeginn in Ringerlösung (B. Braun, Melsungen, Deutschland) aufbewahrt. Durch Röntgenaufnahmen in jeweils orovestibulärer und mesiodistaler Richtung wurde überprüft, dass die Zähne einen geschlossenen Apex, keine Frakturen und keine kariösen Läsionen im Wurzelbereich aufweisen. Die Versuchszähne wurden in drei experimentelle Gruppen (TotalFill BC, BioRoot RCS, GuttaFlow bioseal) und eine Kontrollgruppe (AH Plus) unterteilt. Um Einheitlichkeit zu gewährleisten, wurden Mittelwerte des Kanalkrümmungsgrades ($^{\circ}$), und Eigenschaften des Kanals bei der Gruppeneinteilung berücksichtigt. In Tabelle 3 ist die Verteilung auf die vier Gruppen genauer dargestellt. Es wurde darauf geachtet, dass jeder Zahn vom Anfang bis zum Ende des Versuchs einzeln bestimmt werden konnte.

Die ausgewählten Zähne wurden mit einer Diamantsäge mit Wasserkühlung (Vari/Cut VC-50, LECO, Michigan, USA) auf die gleiche Länge gemessen 15 mm vom Apex gekürzt und ab diesem Zeitpunkt in steriler Hanks-Lösung in sterilen Eppendorf

Reaktionsgefäßen einzeln aufbewahrt. Jeder Kanal wurde mit einer ISO 10 C-Feile (C-PILOT, VDW, München, Deutschland) auf Gängigkeit geprüft und händisch auf ISO 15 aufbereitet, so dass die Instrumentenspitze minimal über den Apex herausragte. Es wurde zwischendurch mit 3% Natriumhypochlorit (HISTOLITH NaOCl 3%, lege artis Pharma GmbH + Co. KG, Dettenhausen, Deutschland) gespült.

Tabelle 3: Gruppeneinteilung der Zähne für das Bakterienpenetrationsversuch.

BioRoot RCS	GuttaFlow bioseal	TotalFill BC	AH Plus	Eigenschaft
7,99	8,06	8,00	7,92	Mittelwerte des Kanalkrümmungsgrades (°)
14	14	15	14	Kanalquerschnitt rund
12	12	11	12	Kanalquerschnitt oval
26	26	26	26	Insgesamt Zähne

Die Arbeitslänge wurde als Abstand von 0,5 mm ab Foramen apikale festgelegt. Die Aufbereitung der Kanäle erfolgte maschinell, mit der Reciproc blue Feile R40 (VDW, München, Deutschland) im Natriumhypochlorit gefluteten Kanal. Im Fall von zu engen Kanälen, wo ISO 15 Feile nicht passiv auf Länge geht, wurde zuerst mit der Feile R25 und erst im Anschluss mit der Feile R40 aufbereitet. Am Ende wurde jeder Kanal mit 10 ml NaOCl, 5ml Ethylendiamintetraacetat (Apotheke Klinikum der Universität München, München) und 2 ml Kochsalzlösung (B. Braun, Melsungen, Deutschland) chemisch gereinigt. Die aufbereiteten Zähne wurden bis zum Sterilisationsprozess einzeln in HBSS Lösung aufbewahrt.

Zum Autoklavieren wurden die Zähne in Aluminiumfolie verpackt, beschriftet und 20 Minuten bei 121° C, 2 bar in das Sterilisationsgerät gelegt (Varioklav Dampfsterilisator, H+P Labortechnik AG, Oberschleißheim, München). Anschließend wurden die Zähne weiter einzeln in HBSS Lösung aufbewahrt.

3.7.2 Obturation der Zähne

Bei der Obturation der Zähne wurde auf ein möglichst aseptisches Vorgehen geachtet. Zum Füllen der Wurzel wurde die Einstiftechnik verwendet. Nach Anpassen des Mastercones auf Arbeitslänge, wurde Reciproc blue Guttapercha R40 (VDW, München, Deutschland) 1 Minute mit NaOCl desinfiziert. Der Zahn selbst wurde mit

10ml NaOCl, 5ml EDTA und 2ml Kochsalzlösung gespült und anschließend mit sterilen Papierspitzen getrocknet. Um eine Vergleichbarkeit herzustellen, wurden alle Sealer mit der gleichen Methode in den Kanälen eingebracht. Es wurde eine Insulinspritze mit einem TotalFill BC Aufsatz als Injektor verwendet. Eine so vorbereitete Insulinspritze gefüllt mit AH Plus Sealer ist in der Abbildung 14 dargestellt. Die Sealer wurden gemäß der Herstelleranweisungen vorbereitet und sofort mit der Insulinspritze so tief wie möglich in den Kanal eingebracht. Der Sealer wurde aus der Spritze gedrückt, bis sowohl apikal am Foramen als auch koronal am Kanaleingang eine geringe Menge Sealer sichtbar wurde. Die Spritze wurde danach langsam unter ständigem Applizieren von Sealer nach koronal gezogen. Anschließend wurde gesäuberte Guttapercha in kleine Menge Sealer eingetaucht und langsam in den Kanal eingebracht. Im Anschluss wurde die Guttapercha mit Hilfe von SuperEndo Alpha II (B&L Biotech USA Inc., FAIRFAX, USA) auf dem Niveau von der gesägten Oberfläche der Wurzel gekürzt und mit einem Plugger kondensiert.

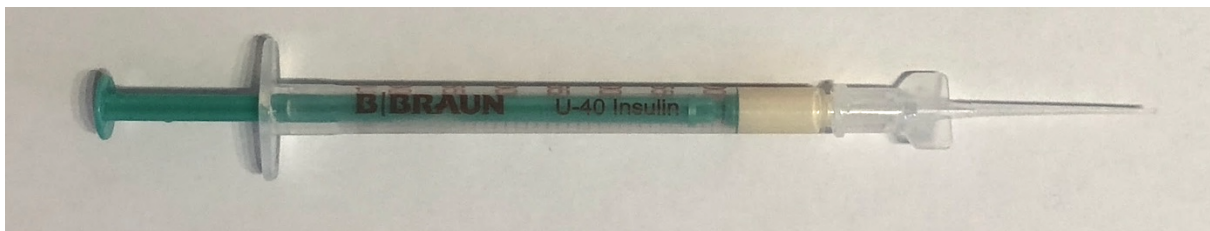


Abbildung 14: ein Beispiel einer Insulinspritze mit einem TotalFill BC Aufsatz.

In der Gruppe 1 wurden 26 Zähne mit AH Plus gefüllt. In Gruppe 2 wurden 26 Zähne mit TotalFill BC gefüllt. In der Gruppe 3 wurden 26 Zähne mit BioRoot RCS gefüllt und in Gruppe 4 wurden 26 Zähne mit GuttaFlow bioseal gefüllt. Als negative Kontrolle wurden 2 intakte, nicht kariöse Zähne benutzt. Die Obturation wurde auf Dichtigkeit und Homogenität röntgenologisch in mesiodistaler Richtung kontrolliert. Ein Beispiel der Kontrollaufnahmen ist in der Abbildung 15 ersichtlich. Die so vorbereiteten Zähne wurden einzeln in sterilen Eppendorf Gefäßen in HBSS Lösung für 10 Tage in einem Klimagerät (Steri-Cult CO₂ Incubator, Thermo Electron Corporation, Ohio, USA) bei 37° C und 75% Luftfeuchtigkeit aufbewahrt, um die vollständige Aushärtung des Sealers zu gewährleisten.

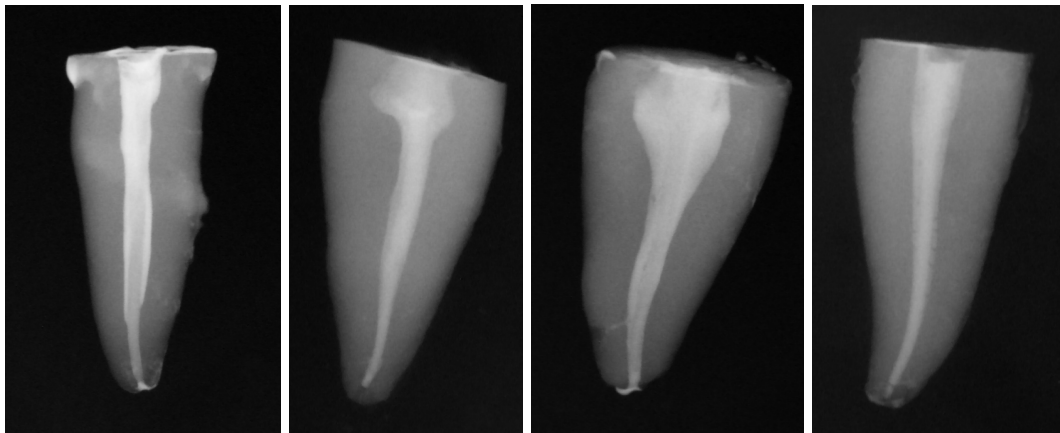


Abbildung 15: von links: AH Plus, BioRoot RCS, TotalFill BC, GuttaFlow bioseal.

3.7.3 Vorbereitung des Versuchsaufbaus

Es wurde eine modifizierte Zweikammermethode nach Torabinejad angewendet. Das Schema dieser Methode ist in Abbildung 16 dargestellt. Dieses Modell besteht aus einer oberen Kammer und einer unteren Kammer. Die obere Kammer ist mit einer Bakteriensuspension, die untere Kammer mit einem sterilen Medium gefüllt. Die einzige Verbindung der beiden Kammern kommt über die gefüllte Wurzel zustande. Bei einer undichten Wurzelfüllung können die Bakterien aus der oberen Kammer in die untere gelangen. Die Vermehrung des Keimes im sterilen Medium wird als eine Trübung beobachtet. Bei einer dichten Wurzelfüllung hingegen bleibt die Flüssigkeit in der unteren Kammer klar.

Um die Zweikammerkonstruktion zu gestalten, wurde in der Mitte der Schnappdeckel von Rollrandgläsern (Rollrandgläser 5 ml, 40 x 19 mm, Wagner & Munz GmbH, München, Deutschland) ein Loch gebohrt, durch welches ein Eppendorf Reaktionsgefäß (Reagiergefäß 1,5 ml EASY CAP, SARSTEDT AG & Co. KG, Nümbrecht, Deutschland) gesteckt werden konnte. Die Eppendorf Reaktionsgefäße wurden am apikalen Ende mit einer Diamantsäge (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) um 8 mm gekürzt, um die Wurzel hindurch stecken zu können. Rollrandgläser und Eppendorf Reaktionsgefäße wurden anschließend beschriftet und im Autoklaven für 20 Minuten bei 121° C und 2 bar sterilisiert. Die Schnappdeckel wurden vor dem Versuchsaufbau mit Alkohol für eine Minute desinfiziert und anschließend getrocknet.

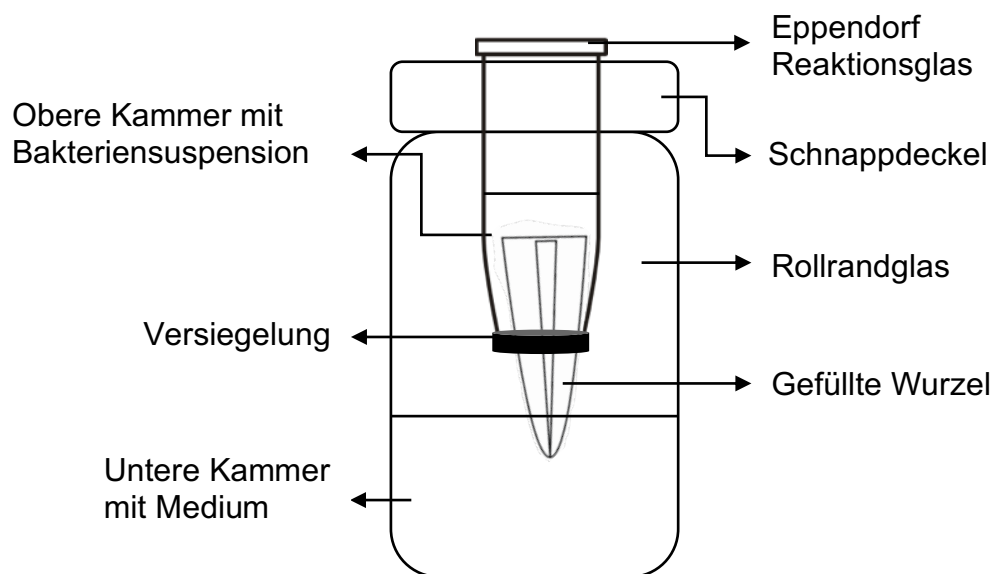


Abbildung 16: schematische Darstellung einer Zweikammermethode.

3.7.4 Bakteriovorbereitung

Als Bakterium wurde ein *Methicillin-resistenter Staphylococcus aureus* (MRSA) gewählt. MRSA Bakterien wurden auf Agarplatten (BD Schaedler Agar / Schaedler KV Agar, mit 5% Schafblut und Vitamin K₁, Becton Dickinson, Heidelberg, Deutschland) mittels eines Dreiösenausstrich aufgetragen und in einem Inkubator bei 37° C, 5,8% CO₂ und 60% relativer Luftfeuchtigkeit für 24 Stunden angezüchtet.

Für die Stammhaltung wurden auf Agarplatten kultivierte MRSA Bakterien bis zu zwei Wochen bei 4° C gelagert. Zur Wiederanzucht wurden die Organismen von alten Agarplatten auf frische überimpft und für 24 Stunden inkubiert.

Zur Herstellung von Nährmedium wurden 11,1 g Hirn-Herz-Infusionsbouillon (Brain Heart Infusion, Becton Dickinson GmbH, Heidelberg, Deutschland) mit 300 ml destilliertem Wasser (H.KERNDL GmbH, Weissenfeld, Deutschland) vermischt und in einer Mikrowelle zwei Minuten erhitzt. Anschließend wurde das Medium im Autoklav 20 min bei 121° C und 2 bar sterilisiert. Das Medium wurde danach mit einem Antibiotikum in der gewünschten Zielkonzentration von 10 µg/ml vernetzt. Da in unserem Fall Amoxicillin und Ciprofloxacin jeweils als 45 mg/ml Stammlösung vorhanden war, entsprach dieses eine Zugabe von jeweils 66,7 µl der Stammlösung auf 300 ml Medium.

Vor den eigentlichen Versuch wurde überprüft, dass die angezüchteten Bakterien in dem Medium überleben können. MRSA Bakterien wurden mit einer Impföse von

Agarplatten aufgenommen und in 30 ml Nährmedium übertragen. Diese Flüssigkeit wurde dann in einem Inkubator für einen Tag gelagert. Nach 24 Stunden wurde eine Trübung in der Flüssigkeit beobachtet, somit bestätigte sich die Überlebensfähigkeit der Bakterien in dem Medium.

3.7.5 Versuchsaufbau

Es wurde auf ein steriles Vorgehen geachtet. Es wurden sterile Unterlagen, sterile Instrumente und sterile Handschuhe bei der Versuchsvorbereitung verwendet. Die sterilisierten Eppendorf Reaktionsgefäße wurden durch die Öffnung im Schnappdeckel in das Rollrandglas gesteckt. Nach der vollständigen Aushärtung des Sealers, wurden die gefüllten Zähne aus der HBSS Lösung entnommen. Es wurde jeweils ein Zahn in einem Reaktionsgefäß so platziert, dass die Wurzel aus dem gekürzten Ende des Gefäßes herausragte. Der Übergang zwischen dem Reaktionsgefäß und der Wurzel wurde mit Hilfe eines Komposit (SDR flow+, Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) und rosa Wachs (Modellierwachs, Omnident Dental-Handelsgesellschaft GmbH, Rodgau, Deutschland) versiegelt, um einen dichten Verschluss zu gewährleisten. Die Oberfläche des Gefäßes wurde zuerst mit Scotchbond Universal (3M ESPE Deutschland, GmbH, Neuss, Deutschland) beschichtet und dieses mit einer LED Polymerisationslampe 30s lichtgehärtet (Bluephase Style 20i, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein). Anschließend wurde das Komposit am Übergang vom Gefäß zum Zahn aufgetragen, mit Luft verpustet, um es gleichmäßig zu verteilen, und ebenfalls lichtgehärtet. Im Anschluss wurde mit einem heißen Instrument über dem Komposit zusätzlich rosa Wachs aufgetragen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die apikalen 2 mm der Wurzelspitze frei von Versiegelungsmaterial blieben.

Um die untere Kammer zu konstruieren, wurden sterilisierte Rollrandgläser mit jeweils 3,5 ml Nährmedium gefüllt. Dieses wurden mit sterilen Pipettenspitzen hinzugegeben. Auf das gefüllte Glas wurde der Schnappdeckel mit der durch das Reaktionsgefäß gesteckten Wurzel eingebracht. Das Rollrandglas wurde mit dem Deckel fest verschlossen, was durch ein Einschnappgeräusch des Deckels signalisiert wurde. Es wurde darauf geachtet, dass die Wurzelspitze des Zahnes mindestens 2 mm in das sterile Medium hineinragte und dass der Apex die Wände des Gefäßes nicht berührte.

Der Inhalt der oberen Kammer bestand aus einer Bakteriensuspension. Dafür wurden kultivierte MRSA Bakterien mit einer Impföse in 500 µl steriles Medium eingerieben. Wenn das Bakterium gleichmäßig in Medium vermischt wurde, wurde eine Trübung beobachtet. Es wurde dazu mehr Medium hinzugefügt, damit in jede obere Kammer 500 µl Bakteriensuspension pipettiert werden konnte. Es wurde darauf geachtet, dass die Zähne komplett in der Flüssigkeit eingetaucht wurden. Die fertige Konstruktion wurde im CO₂ Inkubator bei 60% Luftfeuchtigkeit und 37° C für 28 Tage aufbewahrt.

Um die Lebensfähigkeit der Bakterien zur gewährleisten, wurde der Inhalt der oberen Kammer jeden vierten Tag ausgetauscht. Die Bakteriensuspension wurde mit Hilfe von einer Vakuumpumpe (Vacuum Source, ADIL Instruments SA, Schiltigheim, Frankreich) abgesaugt und anschließend wurde die obere Kammer mit einer frisch vorbereiteten Bakteriensuspension neu befüllt.

Ein Bild des fertigen Zweikammersystems ist in Abbildung 17 dargestellt.

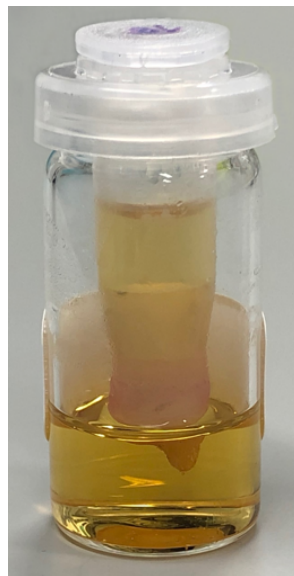


Abbildung 17: Zweikammersystem.

Ein Zeichen der Bakterienpenetration durch die Wurzelfüllung wurde als Trübung in der unteren Kammer identifiziert. Dieses wurde jeden Tag für eine Periode von 28 Tagen kontrolliert. Falls eine Trübung aufgetreten war, wurde das Datum der Trübung notiert und zur Bestätigung der Präsenz von Bakterien im Medium wurde eine Probe aus der unteren Kammer mit einer Impföse auf einer Agarplatte ausgestrichen und für 24 Stunden inkubiert. Nach der Inkubationszeit wurde die Agarplatte auf

Bakterienwachstum visuell kontrolliert. Ein Beispiel von einer Agarplatte mit nachgewiesenem MRSA Bakterium ist in der Abbildung 18 dargestellt.

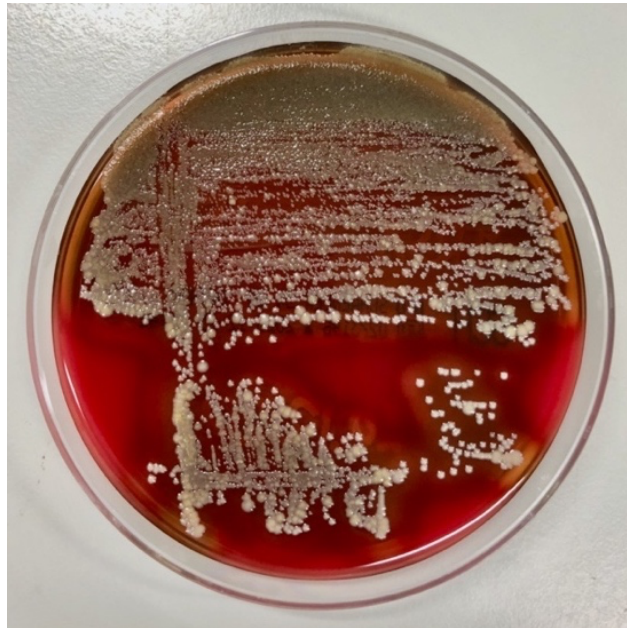


Abbildung 18: eine Agarplatte mit nachgewiesenem MRSA Bakterium.

3.8 Statistische Analyse

Ergebnisse des Radioopazitäts-, Fließfähigkeits-, Filmdicke-, pH-Werts- und Löslichkeitsversuch wurden anhand deskriptiver Statistik und statistischen Tests dargestellt. Bei Radioopazität, Fließfähigkeit und Filmdicke wurde zu jedem Versuch der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet und diese in eine Tabelle dargestellt. Bei pH-Wert und Löslichkeit wurde der Mittelwert und die Standardabweichung nach Berechnung zusätzlich in einem Graph abgebildet. Zur Bestimmung der signifikanten Differenz ($p < 0,05$) wurde zuerst zu jedem Versuch ein Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Nach Überprüfung der Normalität und Varianzhomogenität wurde einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Tukey post-hoc Test zur Bestimmung der signifikanten Unterschiede eingesetzt. Da es bei Löslichkeitsversuch jeweils nur um eine Messung ($n = 1$) geht, wurde auf eine statistische Analyse verzichtet.

Beim Bakterienpenetrationsversuch wurden drei Hypothesen mittels statistischen Tests untersucht. Es wurde die signifikante Differenz zwischen Sealern in Bezug auf das Auftreten einer Bakterienpenetration, auf das Auftreten einer Bakterienpenetration

anhand der Form oder Krümmung des Kanals und in Bezug auf die Zeit des Auftretens einer Bakterienpenetration analysiert.

Zuerst wurden Ergebnisse des Bakterienpenetrationsversuch mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalität ($p < 0,001$) überprüft. Danach wurde sowohl zur Bestimmung der signifikanten Differenz in Bezug auf das Auftreten einer Bakterienpenetration als auch in Bezug auf das Auftreten einer Bakterienpenetration und Krümmung oder Form des Kanals ein Chi-Quadrat-Test ($p < 0,05$) durchgeführt. Zur Bestimmung der signifikanten Differenz zwischen Sealern in Bezug auf die Zeit des Auftretens einer Bakterienpenetration wurde Kruskal-Wallis-Test ($p < 0,05$) durchgeführt. Wurden keine signifikante Differenzen ($p > 0,05$) festgestellt, wurden mögliche paarweise Unterschiede zwischen den Sealern mittels Dunn Test mit Bonferroni Korrektur analysiert.

Alle statistischen Analysen wurden mittels Softwareprogramm IBM SPSS Statistics Version 28.0.0.0 (IB SPSS Statistics, IBM Corp., New York, USA) und Microsoft Excel Version 16.53 (Microsoft Excel, Microsoft, Washington, USA) durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Chemisch-physikalische Eigenschaften

Die Auswertung der Messungen für Radioopazität, Fließfähigkeit, Filmdicke und Löslichkeit erfolgte nach DIN EN ISO 6876/2012. Für die Auswertung des pH-Werts und Bakterienpenetration wurde das Protokoll von Duarte (Duarte et al. 2000) und von Torabinejad (Torabinejad et al. 1990) herangezogen. Die Ergebnisse der chemisch-physikalischen Eigenschaften sind in Tabelle 4, Tabelle 5 und Tabelle 6 zusammengefasst.

Tabelle 4: Ergebnisse der Versuche Radioopazität (n = 2), Fließfähigkeit (n = 3) und Filmdicke (n = 3) in Form von Mittelwert und Standardabweichung angegeben.

Versuch Material	Radioopazität (mm AL)	Fließfähigkeit (mm)	Filmdicke (mm)
AH Plus	11,24 ^a ± 0,21	23,98 ^a ± 0,10	0,304 ^a ± 0,042
TotalFill BC	6,18 ^b ± 0,04	22,50 ^a ± 0,12	0,303 ^a ± 0,026
GuttaFlow bioseal	4,46 ^c ± 0,34	17,07 ^b ± 1,32	0,697 ^b ± 0,005
BioRoot RCS	4,22 ^c ± 0,43	14,20 ^c ± 0,26	0,547 ^c ± 0,046
Unterschiedliche Buchstaben in derselben Spalte weisen auf statistisch signifikante Unterschiede hin ($p < 0,05$); zB. a und b zeigt eine signifikante Differenz, c und c bedeutet keine Differenz.			

Tabelle 5: Ergebnisse des Löslichkeitsversuchs in Prozent (%) (n = 1).

Material Zeit	GuttaFlow bioseal	BioRoot RCS	Total Fill BC	AH Plus
1 Tag	-5,46 ± 0,09	6,68 ± 0,32	6,87 ± 0,14	-5,57 ± 0,30
1 Monat	-0,33 ± 0,20	10,94 ± 0,22	10,41 ± 0,11	-5,31 ± 0,12
3 Monate	-0,56 ± 0,25	3,56 ± 0,25	10,72 ± 0,16	-5,23 ± 0,04
6 Monate	-0,72 ± 0,46	9,95 ± 0,16	6,57 ± 0,21	-6,30 ± 0,25
12 Monate	-3,06 ± 0,41	3,73 ± 0,16	-0,90 ± 0,19	-6,15 ± 0,33

Tabelle 6: Ergebnisse des pH-Wertversuchs (n = 2) in Form von Mittelwert und Standardabweichung angegeben.

Material Zeit	AH Plus	TotalFill BC	GuttaFlow bioseal	BioRoot RCS
3 St	9,33 ^a ± 0,20	10,87 ^b ± 0,10	9,11 ^a ± 0,33	10,58 ^b ± 0,13
6 St	9,14 ^a ± 0,16	10,77 ^b ± 0,06	9,67 ^c ± 0,06	10,15 ^c ± 0,16
9 St	8,92 ^a ± 0,42	10,08 ^b ± 0,30	8,32 ^a ± 0,17	9,13 ^{ab} ± 0,01
1 T	8,72 ^a ± 0,14	10,37 ^b ± 0,44	8,18 ^a ± 0,49	10,28 ^b ± 0,09
3 T	7,77 ^a ± 0,16	9,68 ^b ± 0,40	7,99 ^a ± 0,15	9,87 ^b ± 0,03
7 T	8,06 ^a ± 0,33	9,78 ^{bc} ± 0,48	8,48 ^{ac} ± 0,52	10,29 ^b ± 0,05
28 T	7,63 ^a ± 0,01	10,58 ^b ± 0,15	8,93 ^c ± 0,17	10,41 ^b ± 0,54
3M	8,77 ^a ± 0,28	11,14 ^b ± 0,04	9,23 ^c ± 0,48	10,34 ^d ± 1,20

Unterschiedliche Buchstaben in derselben Spalte weisen auf statistisch signifikante Unterschiede hin ($p < 0,05$); zB. a und b zeigt eine signifikante Differenz, c und c bedeutet keine Differenz.

4.1.1 Radioopazität, Fließfähigkeit und Filmdicke

Radioopazität

AH Plus ($11,24 \pm 0,21$ mmAl) wies signifikant die größte Radioopazität im Vergleich zu den anderen Sealern auf ($p < 0,05$). TotalFill BC besaß mit $6,18 \pm 0,04$ den zweithöchsten mmAl Wert ($p < 0,05$). Bei GuttaFlow bioseal ($4,46 \pm 0,34$ mmAl) und BioRoot RCS ($4,22 \pm 0,43$ mmAl) wurden ähnliche Radioopazität und somit keinen signifikanten Unterschied festgestellt.

Fließfähigkeit

AH Plus ($23,98 \pm 0,10$ mm) und TotalFill BC ($22,50 \pm 0,12$ mm) wiesen signifikant die größten Dimensionen in Bezug auf die Fließfähigkeit der getesteten Sealern auf ($p < 0,05$). GuttaFlow bioseal zeigte in Vergleich zu AH Plus und TotalFill BC eine signifikant niedrigere Fließfähigkeit von $17,07 \pm 1,32$ mm ($p < 0,05$). BioRoot RCS hingegen besaß die signifikant kleinste Fließfähigkeit von $14,20 \pm 0,26$ mm ($p < 0,05$).

Filmdicke

GuttaFlow bioseal wies mit $0,697 \pm 0,005$ mm die signifikant größte Filmdicke auf ($p < 0,05$). BioRoot RCS folgte mit $0,547 \pm 0,046$ mm ($p < 0,05$). TotalFill BC ($0,303 \pm 0,026$ mm) und AH Plus ($0,304 \pm 0,042$ mm) zeigten ähnliche Werte und somit keine signifikante Differenz.

4.1.2 Löslichkeit

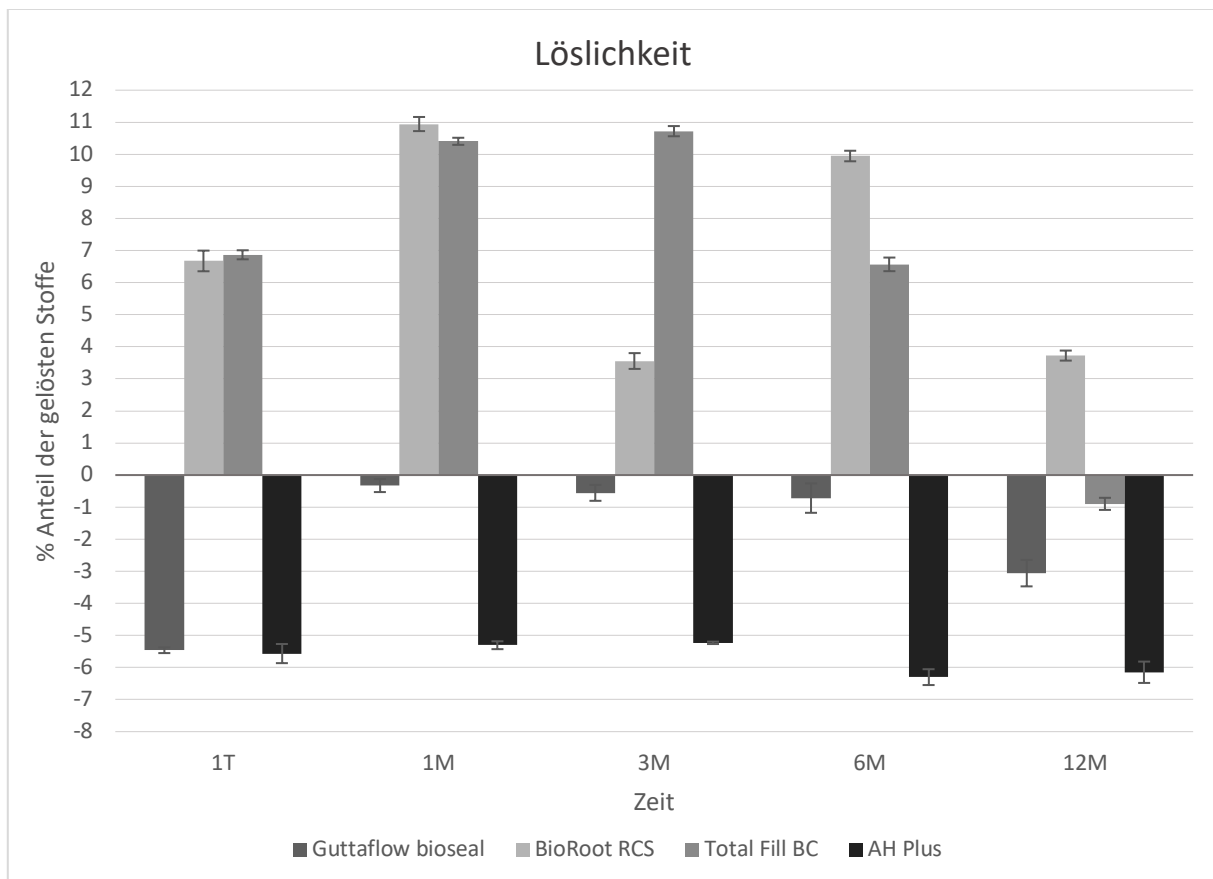


Abbildung 19: Graphische Darstellung der Löslichkeit zu verschiedenen Zeitpunkten.

In der Abbildung 19 ist die Löslichkeit der Sealern zu verschiedenen Messzeiten ersichtlich. Die x-Achse zeigt den prozentualen Anteil der gelösten Stoffe. Auf der y-Achse wird der Zeitpunkt der Messung dargestellt. AH Plus und GuttaFlow bioseal weisen während des gesamten Versuchs negative Werte auf. Bei AH Plus wurde die Löslichkeit zwischen Werten von -5,57% und -6,30% gemessen. GuttaFlow bioseal wies den niedrigsten Wert von -5,46% und den höchsten Wert von -0,33% auf. TotalFill BC und BioRoot RCS zeigten zu den ersten Messpunkten ähnlich hohe Löslichkeitswerte. Zum Zeitpunkt der letzten Messung sank die Löslichkeit des

TotalFill BC unter 0% im Vergleich zu BioRoot RCS, der mit 3,73% im positiven Bereich blieb.

4.1.3 pH-Wert

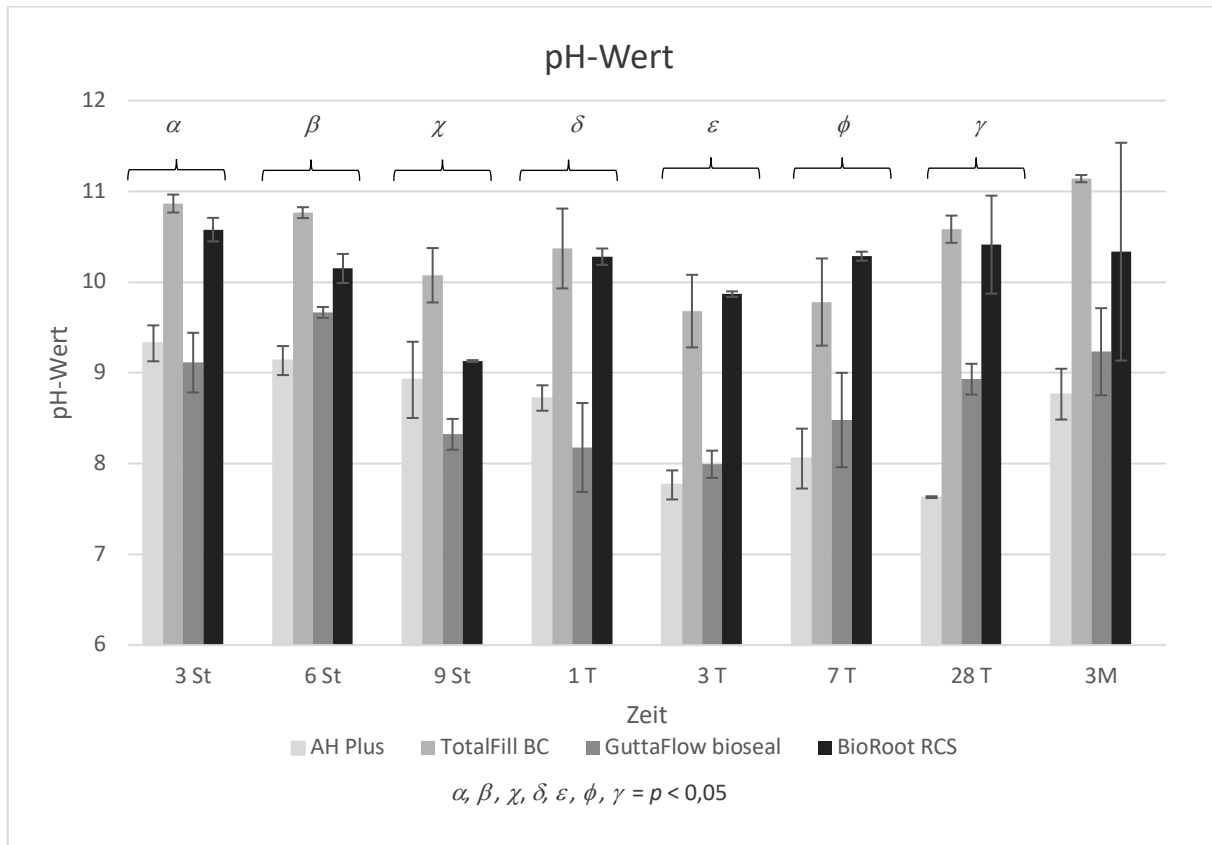


Abbildung 20: Graphische Darstellung der pH-Werten zu verschiedenen Zeitpunkten. Signifikanter Unterschied ist mit griechischen Buchstaben gekennzeichnet ($p < 0,05$).

In der Abbildung 20 wird der pH-Wert der Sealer zu verschiedenen Zeitpunkten dargestellt. Die x-Achse zeigt einen pH-Wert zwischen 6 und 12. Auf der y-Achse wird der Zeitpunkt der Messung nach 3 Stunden, 6 Stunden, 9 Stunden, 1 Tag, 3 Tage, 7 Tage, 28 Tage und 1 Monat abgebildet. Ein signifikanter Unterschied ist mit griechischen Buchstaben gekennzeichnet. BioRoot RCS und TotalFill BC weisen die höchsten Alkalinität auf (pH zwischen 9,13 und 11,14). AH Plus zeigt einen zuerst abfallenden Verlauf von pH 9,33 bei 3 Stunden zu pH 7,63 nach 28 Tage. Der pH-Wert steigt wieder zum Ende des Versuches auf 8,77. GuttaFlow bioseal weist pH-Werte zwischen 9,23 und 7,99 auf.

4.2 Bakterienpenetration

Die Abbildung 21 gibt Auskunft über das Überleben der Sealern. Die x-Achse zeigt die prozentuelle Überlebenswahrscheinlichkeit. Auf der y-Achse wird die Zeit in Tagen dargestellt. Alle Sealern weisen einen absteigenden Verlauf der Kurven auf. Bei GuttaFlow bioseal wurde nach 28 Tage betrachtet, dass 42% der Proben penetriert wurden. AH Plus hat eine Überlebensrate von 50% nach 28 Tage. BioRoot RCS wurde mit 38% den niedrigsten prozentualen Anteil der penetrierten Proben nach 28 Tage aufgewiesen. Bei TotalFill BC wurden nach 28 Tage 46% der Proben durch Bakterien besiedelt. Die negativen Kontrollgruppen blieben während der gesamten Testzeit Bakterienfrei.

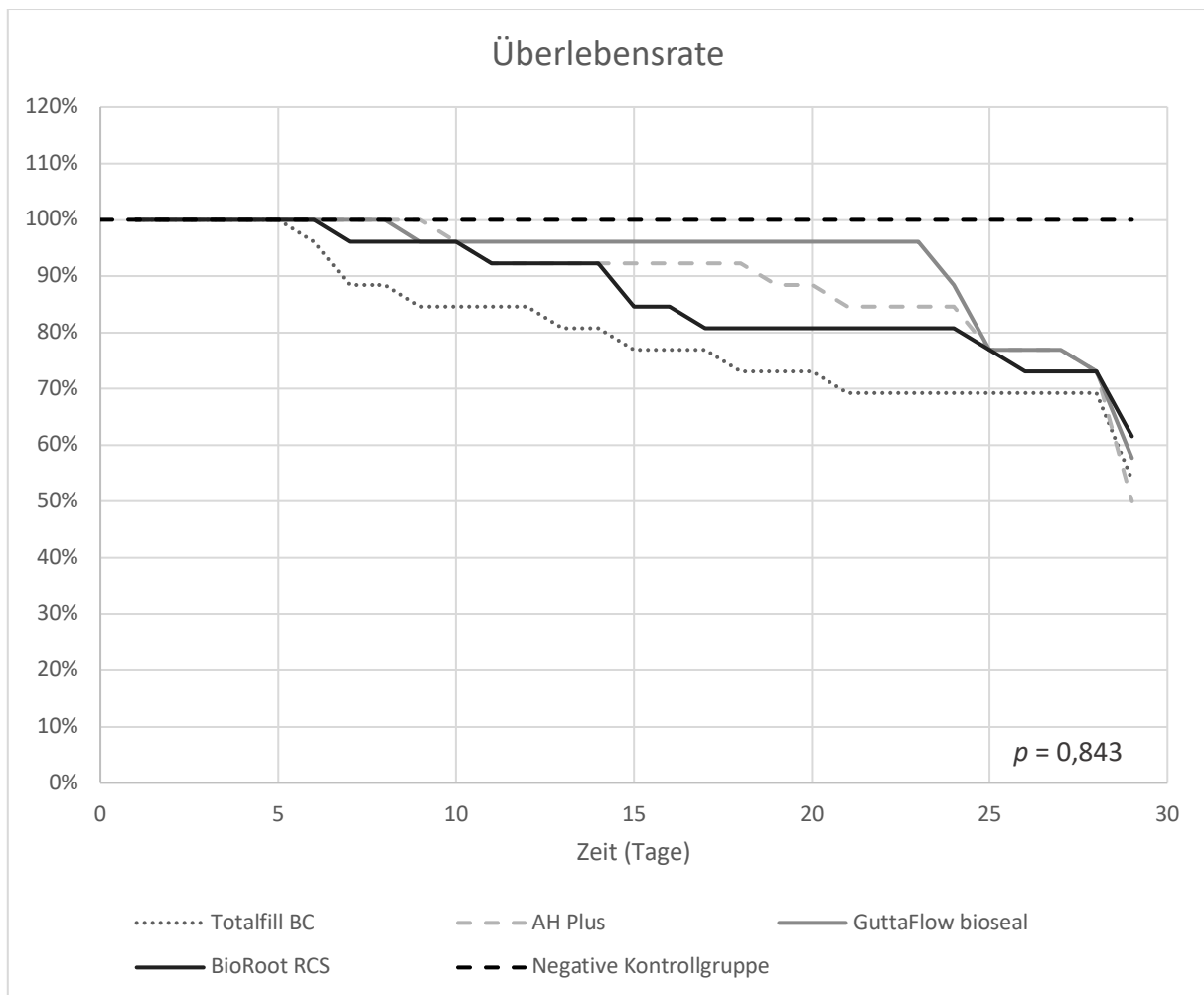


Abbildung 21: Kaplan-Meiers Überlebenskurve der Sealern. (%)

Der Chi-Quadrat-Test ($p < 0,05$) wurde zur statistischen Analyse der Abhängigkeit der Bakterienpenetration von der Art des Sealers herangezogen. Der Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Sealerarten.

Darüber hinaus wurde anhand Kruskal-Wallis-Test ($p < 0,05$) untersucht, ob es eine signifikante Differenz zwischen den Sealern in Bezug auf die Zeit des Auftretens einer Bakterienpenetration gibt. Dieser Test ergab keine signifikante Differenz zwischen den Sealern. Um mögliche paarweise Signifikanz zwischen Sealern herauszufinden, wurden paarweise Vergleiche mittels Dunn-Test mit Bonferroni Korrektur analysiert. Der neue signifikante p-Wert nach dem Bonferroni Korrektur ist 0,0005. Es wurden jedoch keine signifikante Differenz zwischen Sealern festgestellt.

Die Abbildung 22 gibt Auskunft über der Penetration in Bezug auf Krümmung und Form des Wurzelkanals. Die anatomischen Modifikationen sind in Form von Säulen dargestellt. Der untere dunkelgraue Anteil der Säulen steht für penetrierte Proben. Die nicht penetrierte Proben sind im oberen Teil der Säulen abgebildet. Die x-Achse zeigt den prozentualen Anteil der penetrierten Proben und die absoluten Zahlen sind innerhalb der Säulen angegeben. Bei vorhanden einer Krümmung wurden 13 von 32 Proben durch Bakterien besiedelt. Zähne mit einem geraden Kanal wiesen eine niedrigere Überlebensrate auf. Runde Zähne haben gegenüber ovalen Kanälen eine niedrigere Anzahl an penetrierten Proben.

Es wurde mit Chi-Quadrat-Test untersucht, ob es eine signifikante Differenz in Bezug auf Eintreten einer Bakterienpenetration und Krümmung bzw. Form des Kanals gibt. Es wurde keine signifikante Differenz bei Krümmung festgelegt. Es ergab sich allerdings eine signifikante Differenz zwischen der Form (oval vs. rund) und Auftreten einer Penetration ($p = 0,039$).

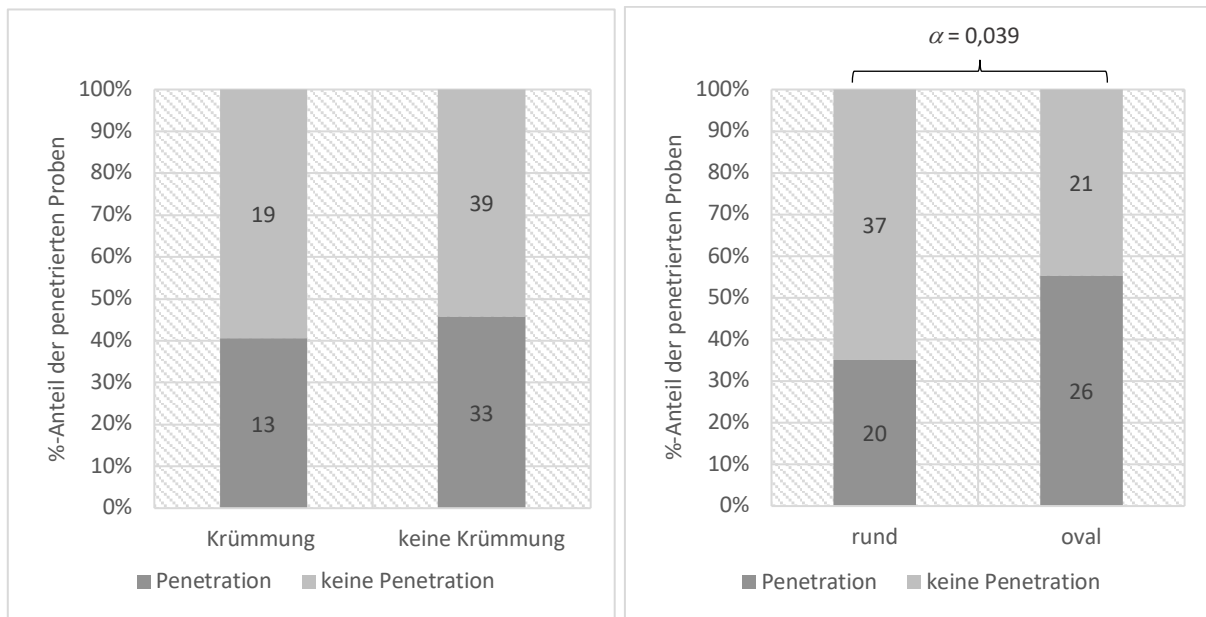


Abbildung 22: Anzahl der penetrierten Proben in Bezug auf Krümmung und Form des Wurzelkanals. Signifikanter Unterschied ist mit griechischen Buchstaben gekennzeichnet ($p < 0,05$).

5 Diskussion

Ein Sealer spielt eine entscheidende Rolle in der Therapie des Wurzelkanalsystems und trägt somit dazu bei, den natürlichen Zahn zu erhalten. Zu diesem Zweck wurden viele neue Materialien entwickelt, um eine optimale Wurzelkanalfüllung zu erreichen. In dieser Studie wurden Sealer mit Kalziumsilikatanteile (TotalFill BC, BioRoot RCS und GuttaFlow bioseal) *in vitro* auf ihre physikalischen und chemischen Eigenschaften untersucht und mit dem Goldstandard AH Plus verglichen.

Radioopazität ist eine physikalische Eigenschaft von klinischer Bedeutung, denn ohne diese könnte die Qualität der durchgeführte Wurzelfüllung nur schwer beurteilt werden. Eine höhere Opazität im Vergleich zur Zahnschubstanz ermöglicht die Unterscheidung des Sealers und der Guttapercha in einer Bildgebung und somit eine visuelle Bewertung der endodontologischen Behandlung.

Die DIN EN ISO 6876/2012 stellt die Anforderung, dass ein Sealer mindestens eine Radioopazität äquivalent zu 3 mmAl erfüllt. In dieser Studie haben alle Sealer diese Anforderung erfüllt. AH Plus wies mit 11,24 mmAl die größte Röntgendichtigkeit im Vergleich zu anderen Sealern auf. Ähnliche Ergebnisse von 11,64, 11,8 und 11,1, mmAl wurden beobachtet (Siboni *et al.* 2017, Heran *et al.* 2019, Silva *et al.* 2020).

TotalFill BC zeigte in dieser Studie die zweithöchsten Werte mit 6,18 mmAl. Die Angaben in der Literatur bestätigen dieses Resultat mit 5,88 und 6,09 mmAl (Zordan-Bronzel *et al.* 2021, Zordan-Bronzel *et al.* 2021), und 6,01 mmAl (Zordan-Bronzel *et al.* 2019), 6,36 mmAl (Torres *et al.* 2020), 6,09 mmAl (Agarwal und Nikhil 2016), 6,15 mmAl (Tanomaru-Filho *et al.* 2017) und 6,68 mmAl (Lee *et al.* 2017).

BioRoot RCS zeigte eine Radioopazität von 4,22 mmAl. Dieses Ergebnis liegt in der Mitte des Spektrums der Literatur. Silva *et al.* (2020) beobachteten eine Radiopazität von 5,2 mmAl, Prüllage *et al.* (2016) 6,85 mmAl, Benezra *et al.* (2017) 7 mmAl, Khalil *et al.* (2016) 8,3 mmAl im Vergleich zu Heran *et al.* (2019) 2,9 mmAl.

GuttaFlow bioseal wies eine Röntgendichtigkeit von 4,46 mmAl auf. Im Vergleich zeigten Tanomaru-Filho *et al.* (2017) eine Radioopazität von 3,94 mmAl, Flores *et al.* (2011) 3 mmAl, Camargo *et al.* (2017) 7,02 und Heran *et al.* (2019) 3,6 mmAl.

Die unterschiedlichen Ergebnisse bei AH Plus und BioRoot in diesem Versuch im Vergleich zur Literatur könnten durch den Anmischvorgang des jeweiligen Sealers

erklärt werden. AH Plus gibt es in Form von zwei Pasten, die zusammen gemischt werden oder als vorgefertigte Spritze. BioRoot RCS gibt es nur in Form von Pulver und Flüssigkeit zu akquirieren. Das Verhältnis der Pasten, bzw. Pulver zur Flüssigkeit, könnte zu einer unterschiedlichen Zusammensetzung des Sealers und daher auch zu unterschiedlichen Radioopazitäten führen.

Die **Fließfähigkeit** und **Filmdicke** sind Indikatoren des Penetrationsvermögens des Sealers. Eine niedrige Viskosität ermöglicht einen leichteren Durchgang des Sealers zu verschiedenen Verzweigungen eines Wurzelkanals. Eine zu hohe Viskosität erhöht allerdings die Gefahr einer Überpressung des Sealers in das periapikale Gewebe.

Die Anforderung der ISO-Norm an einem Material lautet, dass ein Material die Fließfähigkeit von mindestens 17 mm erfüllen sollte. In dieser Studie erfüllten AH Plus, TotalFill BC und GuttaFlow bioseal die erforderlichen ISO-Norm Anforderungen. BioRoot RCS zeigte eine signifikant kleinere Fließfähigkeit, die unterhalb der akzeptablen Grenze liegt. Die Werte von AH Plus sind mit den Ergebnissen, die in der Literatur zu finden sind, vergleichbar: 15 mm – 29 mm (Zhou *et al.* 2013, Lim *et al.* 2015, Agarwal und Nikhil 2016, Benezra *et al.* 2017, Tanomaru-Filho *et al.* 2017, Vertuan *et al.* 2018, Tanomaru-Filho *et al.* 2019, Zordan-Bronzel *et al.* 2019, Silva *et al.* 2020, Lyu *et al.* 2021). Gleichfalls ähneln die Ergebnisse des TotalFill BC den Ergebnissen anderer Autoren: 22,95 mm - 24,63 mm (Zhou *et al.* 2013, Tanomaru-Filho *et al.* 2017, Torres *et al.* 2020, Saghiri *et al.* 2021, Zordan-Bronzel *et al.* 2021). Die Werte von GuttaFlow bioseal liegen zwischen 16,88 mm – 25,75 mm (Zhou *et al.* 2013, Tanomaru-Filho *et al.* 2017, Heran *et al.* 2019, Lin *et al.* 2021, Lyu *et al.* 2021). Bei BioRoot RCS liegt ein ähnlich breites Spektrum vom 16 mm – 26,99 mm (Khalil *et al.* 2016, Benezra *et al.* 2017, Heran *et al.* 2019, Katakidis *et al.* 2020, Kharouf *et al.* 2020, Lin *et al.* 2021) vor.

Die variierenden Angaben in der Literatur könnten durch unterschiedliche Methodenstandards entstehen. Während die ISO-Norm nur 0.05 ml für den verwendeten Test bestimmt, sollte laut ANSI/ADA (2000) 0,5 ml verwendet werden um den Fließfähigkeitsversuch durchzuführen. Bei AH Plus und BioRoot kann man ein unterschiedliches Resultat aufgrund des Anmischvorgangs erklären.

Die größte Filmdicke hat GuttaFlow bioseal aufgewiesen, gefolgt von BioRoot RCS. AH Plus und TotalFill BC zeigten fast die gleiche, niedrigere Filmdicke. Die in diesem Versuch gemessene Werte unterscheiden sich von den Angaben in der Literatur. Die

ISO bestimmt die Applikation von einem Gewicht von 15kg auf die Glasplatte, um eine Filmdicke zu messen. Diese Anforderung entspricht allerdings nicht einer Kraft die bei einer Obturation mit Einstifttechnik entstehen (Katalinić *et al.* 2013). Die Anforderung von einer Filmdicke von 50 μm ist deshalb nicht auf den Ergebnissen dieser Studie anwendbar und die Ergebnisse nicht mit anderen Studien vergleichbar.

Löslichkeit ist ein wichtiger Faktor eines Wurzelfüllmaterials, da eine höhere Löslichkeit mit einer Volumenverminderung zusammengeht. Ein Hohlraum zwischen Obturationsmaterial und Kanalwand ermöglicht das Überleben von Mikroorganismen.

Die ISO-Norm bestimmt, dass die Löslichkeit eines Wurzelfüllmaterials nach Einlagerung im destillierten Wasser für 24 Stunden 3% seiner Masse nicht überschreitet. Einige Studien weichen von dieser Methodik ab und untersuchten Sealer in gewebeähnlichen Medien. Schäfer und Zandbiglari (2003) untersuchten die Löslichkeit der Sealer sowohl in destilliertem Wasser als auch in künstlichem Speichel. Urban *et al.* (2018) benutzten phosphatgepufferte Salzlösung. Benezra *et al.* (2017) untersuchten Sealer in Salzlösung nach Hanks.

Außerdem limitiert die ISO-Norm die Dauer des Versuchs auf 24 Stunden. Die Literaturrecherche ergab, dass Studien die Löslichkeit für maximal 6 Monaten beobachten (Urban *et al.* 2018), um eine Langzeittendenz festzustellen.

Ein anderer Unterscheidungspunkt zwischen Methoden in der Literatur und der ISO-Norm stellt die Auswertung der Löslichkeit dar. Die ISO-Norm beurteilt die Löslichkeit anhand der Messung der Gewichtsänderung des Inhalts der Petrischalen. Die meisten Studien untersuchen allerdings die Löslichkeit mit Hilfe von Gewichtsänderung des Probekörpers (Flores *et al.* 2011, Khalil *et al.* 2019, Zordan-Bronzel *et al.* 2019, Torres *et al.* 2020).

In dieser Studie wurden zwei Modifikationen zu der vorgeschlagenen ISO-Norm Methode durchgeführt. Die Löslichkeit wurde über einen längeren Zeitraum als 24 Stunden untersucht. Die Löslichkeit wurde nach 24 Stunden, 1 Monat, 3 Monaten, 6 Monaten und 1 Jahr evaluiert. Die andere Modifikation stellt das Medium dar, in dem die Proben gelagert wurden. Es wurde statt dem vorgeschlagenen destillierten Wasser ein physiologischer Puffer, HBSS, benutzt. HBSS simuliert die physiologischen Bedingungen des Körpers und bildet somit eine bessere *in vivo* Situation nach. Die Auswertung wurde gemäß ISO-Norm durchgeführt.

Die größte Löslichkeit wiesen BioRoot RCS mit einem Höchstwert von 10,94% nach 1 Monat, und TotalFill BC mit 10,72% nach 3 Monaten auf. Nach 12 Monaten Einlagerung zeigten beide Sealer allerdings eine niedrige Löslichkeit auf, TotalFill BC -0,90% und BioRoot RCS 3,73%. Die Löslichkeit der AH Plus blieb während des gesamten Zeitraums konstant zwischen Werten von -5,57% und -6,30%. GuttaFlow bioseal zeigte zuerst eine Löslichkeit von -5,46% nach 1 Tag, später blieb die Löslichkeit um 0%.

BioRoot RCS und TotalFill BC Sealer wiesen eine höhere Löslichkeit als die in der ISO-Norm eingegebenen 3% nach 24 Stunden Einlagerung auf. Ähnliche Ergebnisse wurden bei den meisten Studien über BioRoot RCS nach 24 Stunden berichtet. Poggio *et al.* (2017) zeigten 11,05%, Benezra *et al.* (2017) 15,8%, Kharouf *et al.* (2020) 12,71%, Elyassi *et al.* (2019) 1,1% und Siboni *et al.* (2017) sogar 37,6% Löslichkeit. Die Löslichkeit von TotalFill BC nach 24 Stunden wurde durch mehrere Autoren gemessen: 13,12% (Poggio *et al.* 2017), 9,4% (Elyassi *et al.* 2019), 7,21% (Torres *et al.* 2020), Zordan Bronzel 7,48% und 10,09% (Zordan-Bronzel *et al.* 2021, Zordan-Bronzel *et al.* 2021). Borges *et al.* (2012) beobachteten nach 7 Tage bei TotalFill BC eine Löslichkeit von 20,64%. Tanomaru-Filho *et al.* (2017) untersuchten TotalFill BC nach 1 Monat und beobachteten eine Löslichkeit von 13,49%. Ähnliche Werte wurden durch Elyassi *et al.* (2019) 14,2% und Abu Zeid und Mokeem Saleh (2015) 9,33% festgestellt.

Einige Autoren beobachteten allerdings deutlich niedrigere Werte. Prüllage *et al.* (2016) zeigten eine Löslichkeit von BioRoot RCS in Höhe von 1,17%, Urban *et al.* (2018) 1,99 %. Zhou *et al.* (2013), Ersahan und Aydin (2013) und Chen *et al.* (2020) wiesen eine Löslichkeit von TotalFill BC unter 3%.

Höhere Löslichkeitswerte der Kalziumsilikat-basierten Sealern können durch Ionenfreisetzung und folgende neue Ionen-Komplexbindungen erklärt werden (Moinzadeh *et al.* 2016, Prüllage *et al.* 2016). Diese Eigenschaft von Ionenfreisetzung gehört zu den erwünschten Wirkungen von Kalziumsilikat-basierten Sealern, da genau diese Eigenschaft eine starke Verbindung zwischen Dentin und Sealer durch Einlagerung von Apatiten ermöglicht. Allerdings ist umstritten, ob diese Einlagerung ein Volumendefizit kompensieren kann. Darüber hinaus zeigten Silva *et al.* (2021) eine Fähigkeit des TotalFill BC Wasser zu absorbieren. Darüber hinaus ist es nötig zu beachten, dass der Löslichkeitsversuch nach einer vollständigen Aushärtung der

Versiegelungsmaterialien durchgeführt wurde, was einer *in vivo* Situation nicht entspricht.

Die Ergebnisse der GuttaFlow bioseal und AH Plus in dieser Studie erfüllten die Anforderungen der Löslichkeit nach der ISO-Norm. Ähnliche Ergebnisse stellten bei AH Plus auch andere Autoren fest: 0,05% (Poggio *et al.* 2017), 0,14% (Schäfer *et al.* 2015), -0,04% im destillierten Wasser und -2,30% in HBSS (Benezra *et al.* 2017), 0,55% (Gandolfi *et al.* 2016), -0,34% (Silva *et al.* 2016) und 0,23% (Silva *et al.* 2020). GuttaFlow bioseal wies bei anderen Studien ebenfalls niedrige Löslichkeitswerte nach 24 Stunden Untersuchung: 0,72% (Khalil *et al.* 2019), 3,03% (Camargo *et al.* 2017) und 0,02% (Zhou *et al.* 2013).

Ein negativer Löslichkeitswert lässt sich in dem angewandten Medium erklären. HBSS enthält laut Hersteller Sigma-Aldrich (2011) Natriumbikarbonat, Kaliumchlorid, Kaliumphosphat, Dinatriumphosphat und Glukose. Es ist zu vermuten, dass es in einem HBSS *Milieu* gegenüber destilliertem Wasser zu einem Ionenaustausch zwischen Sealer und Medium kommt und somit zu einer Gewichtszunahme des Sealers. Diese Sorption wirkt entgegengesetzt der Löslichkeit und bei einer überwiegenden Sorption ergibt sich ein negativer Löslichkeitswert. Negative Löslichkeitswerte von AH Plus wurden auch von Benezra *et al.* (2017), Silva *et al.* (2016), Torres *et al.* (2019) und Vitti *et al.* (2013) beobachtet. Dieses Ergebnis spricht dafür, dass die Löslichkeit, bzw. Sorption des AH Plus innerhalb den ersten 24 Stunden stattfindet und danach kaum noch eine Veränderung in der Zusammensetzung des Sealers erfolgt. Die Werte der GuttaFlow bioseal können ähnlich interpretiert werden. Das GuttaFlow bioseal geht zuerst eine Reaktion mit der HBSS ein und nach 1 Monat kommt es kaum zu einer Veränderung mehr, am Ende des Versuches ist allerdings eine Senkung der Löslichkeit zu sehen. Bei BioRoot RCS und TotalFill BC wurde ein schwankender Verlauf beobachtet. Erst steigt die Löslichkeit und nach 6 Monaten verringert sich die Löslichkeit der Sealer. Die sinkenden Löslichkeitswerte der Kalziumsilikat-basierten Sealer lassen sich durch mögliche Sorption erklären.

Die meisten Studien führten den Versuch in destilliertem Wasser durch. Benezra *et al.* (2017), Urban *et al.* (2018), Prüllage *et al.* (2016) und Torres *et al.* (2020) untersuchten Löslichkeit in verschiedenen Medien und beobachteten einen Unterschied zwischen den Ergebnissen in destilliertem Wasser und in physiologischen Lösungen. Bei

Anwendung von physiologischen Lösungen wurden bei allen Autoren niedrigere Löslichkeitswerte festgestellt. Das Medium scheint deshalb eine grundlegende Wirkung auf die Ergebnisse zu haben.

Im Fall der meisten Sealer wurde eine Löslichkeit nach 1 Tag und nach 1 Monat gemessen. Es gibt derzeit keine bekannten Studien, in der eine Löslichkeit über mehr als 6 Monaten untersucht wurde. Eine Untersuchungsdauer über einen längeren Zeitraum gibt Auskunft über das Verhalten des Sealers im menschlichen Körper. Der Sealer wird nach einer Wurzelfüllung nicht nur einen Tag oder einen Monat im Körper bleiben, sondern einen dauerhaften Fremdkörperbestandteil darstellen. Alle Sealer außer AH Plus wiesen eine Veränderung während der gesamten Versuchszeit auf. Es scheint deshalb, eine Reaktion zwischen den Sealern und deren Umgebung auch noch nach 12 Monaten stattzufinden.

Ein limitierender Faktor dieses Versuchs und damit auch eine Erklärung der schwankenden Ergebnisse in der Literatur ist die ISO-Norm selbst. Die ISO-Norm schreibt keine genaue Anleitung zur Durchführung des Versuchs vor, sondern bestimmt nur: „das Wasser wird verdampft, bis eine konstante Masse erreicht ist, wobei die Schale vor jeder Wägung im Exsikkator auf Raumtemperatur abgekühlt wird.“ Bei den meisten Autoren wurden Proben für 24 Stunden oder 48 Stunden getrocknet (Prüllage *et al.* 2016, Benezra *et al.* 2017, Poggio *et al.* 2017, Urban *et al.* 2018). Zordan-Bronzel *et al.* (2021) erreichten allerdings diese stabile Masse erst nach 7 Tage. Diese Diskrepanz könnte zu unterschiedlichen Resultaten führen.

Darüber hinaus unterscheidet sich die Methode der Berechnung der Löslichkeit bei einer bedeutsamen Anzahl an Studien von der in der ISO-Norm angegebene Anleitung. Diese Autoren haben die Löslichkeit als Gewichtsverlust jeder Probe ausgedrückt, anstatt diese als Gewichts Differenz der Schale vor und nach Durchführung des Versuchs anzuführen (Schäfer und Zandbiglari 2003, Silva *et al.* 2016, Urban *et al.* 2018). Diese Methode misst nicht die Menge an gelösten Stoffen, sondern nur die Gewichtsveränderung der Proben. Allerdings kann es beim Transport vorkommen, dass Teile der Proben abbrechen, wodurch sich die Ergebnisse grundlegend verändern können.

Der **pH-Wert** eines Sealers gibt Auskunft über seine antibakterielle Wirkung.

In dieser Studie wurde der pH-Wert nach der Methode von Torabinejad *et al.* (1990) untersucht, da kein internationaler Standard für diesen Versuch vorhanden ist. Die Dauer des Versuches wurde allerdings verlängert. Statt der üblichen 24 Stunden wurde der Versuch über drei Monate durchgeführt.

Der pH-Wert aller Sealer zeigt einen sinkenden Trend in der ersten 3 Tagen. AH Plus wies nach 3 Stunden einen pH-Wert von 9,33 auf, dagegen nach 3 Tagen nur 7,77. Das initiale alkalische Niveau von 10,87 des TotalFill BC sank auf 9,68. Die Werte von GuttaFlow sanken von 9,11 auf 7,99 und BioRoot RCS wies eine Senkung von 10,58 auf 9,82 auf. Der pH-Wert stieg leicht bei allen Sealern ab Tag 7 bis zum Ende des Versuchs. TotalFill BC und BioRoot RCS zeigten eine konstante Alkalinität während des gesamten Untersuchungszeitraumes. Der pH-Wert des TotalFill BC und BioRoot RCS blieb im Durchschnitt oberhalb pH 10. Die Schwankungen bei GuttaFlow bioseal und AH Plus bewegten sich in einem Bereich von 7,77 - 9,67.

Die Ergebnisse in der Literatur ähneln den Resultaten dieser Studie. Der pH-Wert von BioRoot RCS wurde durch einige Autoren untersucht. Lin *et al.* (2021) zeigten einen pH-Wert von 12,01; Khalil *et al.* (2016) 12,1; Katakidis *et al.* (2020) 11,49; Benezra *et al.* (2017) 10,5; Colombo *et al.* (2018) 11,4; Siboni *et al.* (2017) 11,7, Poggio *et al.* (2017) 11,43 nach 1 Stunde Einlagerung im Medium. Urban *et al.* (2018) untersuchten den pH-Wert für einen längeren Zeitraum und beobachteten einen pH-Wert von 10,3 nach 6 Monaten. GuttaFlow bioseal zeigte ein pH-Wert von 7 Zhou *et al.* (2013), 9,21 Lin *et al.* (2021) nach 1 Tag.

TotalFill BC wies einen pH-Wert von 10,67 (Poggio *et al.* 2017); 10,38 (Zordan-Bronzel *et al.* 2019); 12,1 (Zhou *et al.* 2013); 10,67 (Colombo *et al.* 2018); 10,94 (Abu Zeid und Mokeem Saleh 2015); 10,87 (Candeiro *et al.* 2012); 12,14 (Katakidis *et al.* 2020); 11,78 (Lee *et al.* 2017); 10,55 (Torres *et al.* 2020) und 10,46 (Zordan-Bronzel *et al.* 2021) bei Untersuchungen nach 24 Stunden auf.

AH Plus zeigte einen pH-Wert von 7,78 (Poggio *et al.* 2017); 6,66 (Zordan-Bronzel *et al.* 2019); 8,8 (Zhou *et al.* 2013); 5,05 (Vertuan *et al.* 2018); 6,12 (Silva *et al.* 2020); 7,3 (Siboni *et al.* 2017); 7,78 (Colombo *et al.* 2018); 10,8 (Benezra *et al.* 2017); 7,53 (Candeiro *et al.* 2012), 8,4 (Khalil *et al.* 2016) und 8,68 (Lee *et al.* 2017).

Da keine standardisierte Methode vorhanden ist, kommt es zu einer Diskrepanz in der Auswahl des Mediums für diesen Versuch. Es wurden HBSS (Benezra *et al.* 2017),

deionisiertes Wasser (Candeiro *et al.* 2012, Abu Zeid und Mokeem Saleh 2015, Lim *et al.* 2015, Zordan-Bronzel *et al.* 2019, Silva *et al.* 2020), destilliertes Wasser (Zhou *et al.* 2013, Lee *et al.* 2017, Poggio *et al.* 2017, Siboni *et al.* 2017, Colombo *et al.* 2018, Katakidis *et al.* 2020) und Phosphatgepufferte Salzlösung (PBS) (Urban *et al.* 2018) benutzt. Urban *et al.* (2018) beobachteten eine Verringerung des pH-Wertes in Untersuchungen von PBS im Vergleich zu doppelt destilliertem Wasser. Benezra *et al.* (2017) stellten dagegen fest, dass HBSS den pH-Wert im Vergleich zu destilliertem Wasser erhöht. Das Medium scheint eine Auswirkung auf den pH-Wert zu haben.

In diesem Versuch wurde deionisiertes Wasser benutzt. Obwohl versucht wurde, den pH-Wert des Wassers als Kontrollgruppe zu messen, könnten die Werte mit dem pH-Messgerät nicht gemessen werden. Die Werte schwankten stark und ergaben nie ein eindeutiges Ergebnis, obwohl ein eher saure pH-Wert erwartet wurde. Die Glaselektrode des pH-Messgeräts beruht auf der Messung der Potentialdifferenz, die auf Ionenaktivität basiert ist. Da deionisiertes Wasser nicht über die für die pH-Messung erforderliche Ionenkonzentration verfügt, könnte diese Schwankung auf die mangelnde Ionenaktivität zurückgerufen werden (Scientific 2014).

Die Größe der Standardabweichung bei BioRoot könnte auf den Mischvorgang zurückzuführen sein. Bei BioRoot handelt es sich bekanntlich um eine Mischung von einem Pulver und einer Flüssigkeit. Der Hersteller gibt zwar an, wie das Material zusammengemischt werden sollte, allerdings ist die Durchführung sehr anwendersensibel. Die Konsistenz und Viskosität des Materials können sich grundsätzlich unterscheiden, obwohl die gleichen Instrumente verwendet wurden.

Die **Bakteriendichte** hat eine entscheidende Bedeutung in der Wurzelkanalbehandlung. Schließlich ist eine der häufigsten Ursachen einer Endodontologischen Behandlung die Präsenz von pathologischen Bakterien im Wurzelkanal (Hargreaves *et al.* 2011). Die Beseitigung der Bakterien, die Spülung des Kanals und ein dichter Verschluss sind deshalb Voraussetzungen für eine erfolgreiche Behandlung (Sabeti *et al.* 2006).

In dieser Studie wurden menschliche Zähne nach der Methode von Torabinejad untersucht. Die Auswertung erfolgte nachfolgenden Kriterien: Zeitraum, Form des Wurzelkanals und die Zahnkrümmung. Eine Bakterienpenetration wurde bei allen Proben beobachtet. Die einzelnen Sealer wiesen keine signifikanten Unterschiede auf. AH Plus wies mit 50% die höchste prozentuelle Bakterienpenetration auf. Bei TotalFill

BC wurden 46% der Proben penetriert, gefolgt von GuttaFlow bioseal mit 42%. BioRoot RCS wies mit 38% den kleinsten Anteil an penetrierten Proben auf.

Bei der Untersuchung des zeitlichen Aspektes wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sealern beobachtet, allerdings wurde beobachtet, dass 18% aller Bakterienpenetrationen am 28. Tag stattgefunden haben. Eine Ursache für diese Beobachtung könnte nicht gefunden werden.

Bei Betrachtung der Krümmung wurden keine signifikanten Unterschiede gefunden. Allerdings wurde ein signifikanter Unterschied in den Ergebnissen zwischen einer runden Wurzelkanalform und einer ovalen Wurzelkanalform nachgewiesen. 64% Prozent der Kanäle mit rundem Wurzelkanal blieben bakterienfrei, im Vergleich zu 45% der ovalen Kanäle.

Es scheint, dass die Einstifttechnik-Obturationsmethode in runden Kanälen eine gute Wurzelfüllung erschaffen kann, unabhängig von der Auswahl des Sealers. Es ist bekannt, dass ovale Kanäle eine Herausforderung in der Präparation und Füllung darstellen (Keles *et al.* 2014). Wu und Wesselink (2001) und Weiger *et al.* (2002) bestätigten, dass weder mit Hand- noch mit maschinelle Instrumentierung eine vollständige Präparation des ovalen Kanals möglich ist. Hörsted-Bindslev *et al.* (2007) und Mancino *et al.* (2020) beobachteten, dass sich die Einstifttechnik ungeeignet für Obturation der ovalen Kanäle erwies. Deus *et al.* (2006) und Ozawa *et al.* (2009) zeigten andererseits, dass kein Unterschied zwischen den unterschiedlichen Füllmethoden in der Obturation von ovalen Kanälen besteht.

Da es keinen internationalen Standard zum Testen der Versiegelungsfähigkeit der Sealer gibt, wurden verschiedene Methoden entwickelt, um diese zu überprüfen. Die Methode nach Torabinejad (Torabinejad *et al.* 1990) ist die häufigste Methode zur Untersuchung der Bakterienpenetration, da sie sowohl klinisch als auch biologisch relevanter ist als die anderen Methoden (Savadkouhi *et al.* 2016). Oliveira *et al.* (2011) zeigten mit dieser Methode, dass 33,33% der AH Plus Testproben eine Bakterienpenetration nach 30 Tage aufwiesen, Wu *et al.* (1993) 12,5% nach 50 Tage, Yücel *et al.* (2006) 85% nach 30 Tage, De-Deus *et al.* (2007) 30% in 63 Tage, Monticelli *et al.* (2007) 16,6%, Yanpiset *et al.* (2018) 52,4% und Timpawat *et al.* (2001) 31,3% nach 60 Tage. Die Ergebnisse für andere Sealer sind begrenzt zu finden. Monardes *et al.* (2021) zeigten Bakterienpenetration in 23% von BioRoot RCS Proben, in Vergleich zu 27% von TotalFill BC und 40% von AH Plus. Yanpiset *et al.* (2018)

beobachteten 20% Penetration bei AH Plus und 45% bei TotalFill BC. De-Deus *et al.* (2007) stellten bei 10% GuttaFlow bioseal eine Infiltration im Vergleich zu 20% in AH Plus. Keiner der getesteten Sealer konnte eine Bakterieninfiltration verhindern.

In der vorliegenden Studie wurden alle getesteten Proben, auch solche die keine Trübung aufwiesen, noch mit Agarplatten auf Bakterienpräsenz überprüft. Nicht alle Studien in der Literatur führten diese zweifache Verifikation durch. Einige Studien beurteilten Proben nur auf Präsenz einer Trübung was zu einem niedrigeren Ergebnis führen könnte (Monardes *et al.* 2021). Da in der vorliegenden Studie bei einigen Proben Bakterien nachgewiesen wurden, obwohl keine Trübung vorhanden war.

Eine mögliche Limitation dieser Studie stellt die Geschicklichkeit des Behandlers dar. Allerdings zeigten Vieira *et al.* (2013), dass die Qualität der Wurzelkanalfüllung eher von der Technik abhing als von der Erfahrung und Geschicklichkeit des Behandlers.

Obwohl es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Sealer gab, wies BioRoot RCS interessanterweise die niedrigste Bakterienpenetration auf, trotz höchster Löslichkeitswerte und niedrigster Fließfähigkeit. Die Studie von Viapiana *et al.* (2016) zeigte, dass es trotz eines höheren Hohlraumvolumen von BioRoot RCS eine gleich hohe Penetration von Flüssigkeit beobachtet wurde wie in dem Fall von AH Plus. Dieses lässt sich erklären, weil der Kalziumsilikat-basierte Sealer fähig sind Kalziumionen freizusetzen. Die Kalziumionen reagieren mit Phosphat in der Gewebeflüssigkeit und führen zu Bildung von Hydroxyapatit (Sarkar *et al.* 2005). Die Studie von Han und Okiji (2013) zeigte bei TotalFill BC eine niedrigere Kalziumionenfreisetzung im Vergleich zu anderen Kalziumsilikat-basierten Sealer, was auch das unterschiedliche Ergebnis zwischen TotalFill BC und BioRoot RCS erklären könnte.

Diese Studie bestätigt die Ergebnisse der zuvor durchgeführten Studien, dass kein Sealer eine Bakterienpenetration verhindern kann (Oliveira *et al.* 2011, Yanpiset *et al.* 2018, Khumprasit *et al.* 2020). In diesem Fall bestätigt sich unsere Nullhypothese. Bei Versuchen der Radioopazität, Fließfähigkeit, Filmdicke und PH-Wert wurde die Nullhypothese abgelehnt, da signifikante Unterschiede zwischen den Sealerarten erwiesen wurden. Beim Löslichkeitsversuch ist ein Unterschied zwischen Sealern ersichtlich, die Nullhypothese ist deshalb abgelehnt.

Eine Einschränkung der aktuellen Studie besteht darin, dass diese *in vitro* durchgeführt wurde und die Ergebnisse auf eine klinische Situation übertragen werden müssen. Es ist zu beachten, dass *in vivo* Faktoren nie vollständig in laboratorischen Bedingungen simuliert werden können. Dennoch können diese Ergebnisse eine gute Grundlage für Beurteilung der klinische Einsatz und weiteren Studien darstellen.

6 Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel dieser Studie war eine Evaluation der physikalischen und chemischen Eigenschaften und Bakterienpenetrationsresistenz der neuen Sealern mit Kalziumsilikatanteile (TotalFill BC Sealer, BioRoot RCS, GuttaFlow bioseal) und deren Vergleich mit dem derzeitigen Goldstandardsealer, AH Plus.

Methode: Die Versuche der Radioopazität und Fließfähigkeit wurden durchgeführt anhand der DIN EN ISO 6876/2012. Für das Versuchsprotokoll der Filmdicke wurde das angegebene Gewicht in der ISO-Norm auf 15g reduziert, um eine *in vivo* Situation zu simulieren. Die Löslichkeit wurde nach der ISO-Norm evaluiert, allerdings wurde die Versuchsdauer verlängert und das Medium modifiziert: die Proben wurden in HBSS statt destilliertem Wasser gelagert und die Versuchsdauer betrug jeweils 1 Tag, 1 Monat, 3 Monate, 6 Monate und 1 Jahr. Der PH-Wert wurde anhand der Versuchsmethode von (Duarte *et al.* 2000) untersucht für die Dauer von 3 Stunden, 6 Stunden, 9 Stunden, 1 Tag, 3 Tage, 7 Tage, 28 Tage und 3 Monate. Die Ergebnisse wurden mit einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) und Tukey post-hoc auf eine signifikante Differenz untersucht ($p < 0,05$).

Das Versuchsprotokoll von Torabinejad *et al.* (1990) wurde für die Bakterienpenetration verwendet. Für den Versuch wurden menschliche einwurzelige Zähne mit Reciproc Blue instrumentiert und mit Hilfe der Einstiftechnik gefüllt. Die Ergebnisse den Bakterienpenetrationstests wurden mit den Kruskal-Wallis-Test ($p < 0,05$) und den Dunn Test ($p < 0,0005$) auf signifikante Unterschiede in zeitlichem Auftreten der Penetration analysiert. Zur Bestimmung der signifikanten Differenz im Auftreten der Bakterienpenetration und im Auftreten der Bakterienpenetration in Bezug auf die Form und Krümmung der Wurzel wurde die Chi-Quadrat-Test ($p < 0,05$) verwendet.

Ergebnisse: Alle getesteten Sealer erfüllten die in der ISO-Norm erforderliche Radioopazität. AH Plus zeigte eine signifikant höhere Radioopazität im Vergleich zu den anderen Sealern, gefolgt von TotalFill BC. BioRoot RCS hat die ISO-Norm Anforderungen an Fließfähigkeit nicht erfüllt. AH Plus und TotalFill wiesen die signifikant höchsten Fließfähigkeitswerte auf. Die Filmdicke von GuttaFlow bioseal wies den signifikant höchsten Wert auf, gefolgt von BioRoot RCS. Die Anforderungen der ISO-Norm hinsichtlich Löslichkeit wurde nur durch AH Plus und GuttaFlow bioseal

erfüllt. TotalFill BC und BioRoot RCS zeigten während des gesamten Versuches die höchsten Löslichkeitswerte. Der pH-Wert sinkt bei allen Sealerarten kontinuierlich in der ersten 3 Tage ab, zeigte aber danach eine kontinuierlich steigende Tendenz. Nach 3 Monate wies TotalFill BC den höchsten pH-Wert auf.

Bei allen Sealerarten wurde eine Bakterienpenetration beobachtet. Eine ovale Form der Wurzel wurde signifikant stärker von Bakterienpenetration betroffen als eine runde Form der Wurzel. In Bezug auf den Zeitfaktor für das Auftreten der Bakterienpenetration wurde keine signifikante Differenz zwischen den Sealern gefunden.

Fazit: TotalFill BC und BioRoot RCS wiesen die größten Löslichkeitswerte auf, die nicht konform mit der ISO-Norm sind. Darüber hinaus erfüllte BioRoot RCS die ISO-Anforderung der Fließfähigkeit nicht. Die größte Filmdicke zeigte BioRoot RCS. Der pH-Wert der Kalziumsilikat-basierten Sealer blieb während der gesamten Testzeit im basischen Bereich. Es besteht kein Unterschied zwischen den Sealer hinsichtlich ihrer Fähigkeit, eine Bakterienpenetration zu verhindern.

7 Literaturverzeichnis

Abu Zeid, S. und Mokeem Saleh, A. (2015). "Solubility, pH Changes and releasing elements of different bioceramic and mineral trioxide aggregate root canal sealers comparative study." Journal of Trauma & Treatment **4**(249): 2167-1222.1000249.

Agarwal, R. und Nikhil, V. (2016). "The comparison of physicochemical properties of new and established root canal sealers." Endodontology **28**: 97-101.

Almeida, L. H. S., Moraes, R. R., Morgental, R. D. und Pappen, F. G. (2017). "Are premixed calcium silicate-based endodontic sealers comparable to conventional materials? A systematic review of in vitro studies." Journal of endodontics **43**(4): 527-535.

Altmann, A. S. P., Leitune, V. C. B. und Collares, F. M. (2015). "Influence of eugenol-based sealers on push-out bond strength of fiber post luted with resin cement: systematic review and meta-analysis." Journal of endodontics **41**(9): 1418-1423.

ANSI/ADA (2000). "Specification No. 57 for endodontic sealing materials."

Atmeh, A., Chong, E., Richard, G., Festy, F. und Watson, T. (2012). "Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates." Journal of dental research **91**(5): 454-459.

Basrani, B. und Haapasalo, M. (2012). "Update on endodontic irrigating solutions." Endodontic topics **27**(1): 74-102.

Baumann, M. A. und Beer, R. (2007). Farbatlant der Zahnmedizin. Endodontologie, Thieme Georg Verlag.

Beatty, R. G. (1987). "The effect of standard or serial preparation on single cone obturation." International Endodontic Journal **20**(6): 276-281.

Belladonna, F. G., Carvalho, M. S., Cavalcante, D. M., Fernandes, J. T., de Carvalho Maciel, A. C., Oliveira, H. E., Lopes, R. T., Silva, E. J. N. L. und De-Deus, G. (2018). "Micro-computed tomography shaping ability assessment of the new blue thermal treated reciproc instrument." Journal of endodontics **44**(7): 1146-1150.

Benezra, M. K., Wismayer, P. S. und Camilleri, J. (2017). "Influence of environment on testing of hydraulic sealers." Scientific Reports **7**(1): 1-11.

Berutti, E. und Castellucci, A. (2005). "Cleaning and shaping the root canal system." Endodontics **2**: 429-457.

Beyer-Olsen, E. M. und Ørstavik, D. (1981). "Radiopacity of root canal sealers." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology **51**(3): 320-328.

Bjørndal, L., Kirkevang, L.-L. und Whitworth, J. (2018). Textbook of endodontology, John Wiley & Sons.

Borges, R. P., Sousa-Neto, M. D., Versiani, M. A., Rached-Junior, F. A., De-Deus, G., Miranda, C. E. und Pecora, J. D. (2012). "Changes in the surface of four calcium silicate-containing endodontic materials and an epoxy resin-based sealer after a solubility test." International Endodontic Journal **45**(5): 419-428.

Borthakur, B. J. (2002). "Search for indigenous gutta percha." Endodontology **14**(1): 24-27.

Brackett, M. G., Martin, R., Sword, J., Oxford, C., Rueggeberg, F. A., Tay, F. R. und Pashley, D. H. (2006). "Comparison of Seal After Obturation Techniques Using a Polydimethylsiloxane-Based Root Canal Sealer." Journal of endodontics **32**(12): 1188-1190.

Camargo, R. V., Silva-Sousa, Y. T. C., Rosa, R., Mazzi-Chaves, J. F., Lopes, F. C., Steier, L. und Sousa-Neto, M. D. (2017). "Evaluation of the physicochemical properties of silicone- and epoxy resin-based root canal sealers." Brazilian Oral Research **31**: e72.

Camilleri, J. (2017). "Will bioceramics be the future root canal filling materials?" Current Oral Health Reports **4**(3): 228-238.

Camilleri, J., Atmeh, A., Li, X. und Meschi, N. (2022). "Present status and future directions: Hydraulic materials for endodontic use." International Endodontic Journal **55**: 710-777.

Candeiro, G. T., Correia, F. C., Duarte, M. A., Ribeiro-Siqueira, D. C. und Gavini, G. (2012). "Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer." Journal of endodontics **38**(6): 842-845.

Capar, I. D., Saygili, G., Ergun, H., Gok, T., Arslan, H. und Ertas, H. (2015). "Effects of root canal preparation, various filling techniques and retreatment after filling on vertical root fracture and crack formation." Dental Traumatology **31**(4): 302-307.

Chandra, S. und Gopikrishna, V. (2014). Grossman's endodontic practice, Wolters kluwer india Pvt Ltd.

Chen, B., Haapasalo, M., Mobuchon, C., Li, X., Ma, J. und Shen, Y. (2020). "Cytotoxicity and the Effect of Temperature on Physical Properties and Chemical Composition of a New Calcium Silicate-based Root Canal Sealer." Journal of endodontics **46**(4): 531-538.

Chugal, N. M., Clive, J. M. und Spångberg, L. S. W. (2003). "Endodontic infection: some biologic and treatment factors associated with outcome." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology **96**(1): 81-90.

Coelho, B. S., Amaral, R. O. J. F. d., Leonardi, D. P., Marques-da-Silva, B., Silva-Sousa, Y. T. C., Carvalho, F. M. A. d. und Baratto-Filho, F. (2016). "Performance of three single instrument systems in the preparation of long oval canals." Brazilian dental journal **27**: 217-222.

Cohen, B. I., Pagnillo, M. K., Musikant, B. L. und Deutsch, A. S. (2000). "An in vitro study of the cytotoxicity of two root canal sealers." Journal of endodontics **26**(4): 228-229.

Colombo, M., Poggio, C., Dagna, A., Meravini, M.-V., Riva, P., Trovati, F. und Pietrocola, G. (2018). "Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers." Journal of Clinical and Experimental Dentistry **10**(2): e120.

Coltène/Whaledent AG (2015). "Guttaflow." Brochure. [https://global.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root Canal Obturation/GuttaFlow bioseal/60013816_02-15 GuttaFlow bioseal EN.pdf](https://global.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Obturation/GuttaFlow_bioseal/60013816_02-15_GuttaFlow_bioseal_EN.pdf).

Coltène/Whaledent AG (2016). "GuttaFlow bioseal." Gebrauchsanweisung.

Combe, E., Cohen, B. und Cummings, K. (2001). "Alpha-and beta-forms of gutta-percha in products for root canal filling." International Endodontic Journal **34**(6): 447-451.

Cook, W. D. (1981). "An investigation of the radiopacity of composite restorative materials." Australian Dental Journal **26**(2): 105-112.

De-Deus, G., Belladonna, F. G., Silva, E. J. N. L., Marins, J. R., Souza, E. M., Perez, R., Lopes, R. T., Versiani, M. A., Paciornik, S. und Neves, A. d. A. (2015). "Micro-CT evaluation of non-instrumented canal areas with different enlargements performed by NiTi systems." Brazilian dental journal **26**: 624-629.

De-Deus, G., Brandao, M. C., Fidel, R. A. und Fidel, S. R. (2007). "The sealing ability of GuttaFlow in oval-shaped canals: an ex vivo study using a polymicrobial leakage model." International Endodontic Journal **40**(10): 794-799.

Dentsply DeTrey GmbH (2005). "AH Plus Root Canal Sealer." Brochure. [www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Endodontics/Obturation Materials and Instruments/Sealers/AH Plus AH Plus Jet/AH-Plus-akx2gja-scientific-en-1402](http://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Endodontics/Obturation_Materials_and_Instruments/Sealers/AH_Plus_AH_Plus_Jet/AH-Plus-akx2gja-scientific-en-1402).

Dentsply DeTrey GmbH (2017). "AH Plus Jet." Gebrauchsanweisung.

Desai, S. und Chandler, N. (2009). "Calcium hydroxide–based root canal sealers: a review." Journal of endodontics **35**(4): 475-480.

Deus, G. D., Martins, F., Lima, A. C. M. R., Gurgel-Filho, E. D., Maniglia, C. F. und Coutinho-Filho, T. (2003). "Analysis of the film thickness of a root canal sealer following three obturation techniques." Pesquisa Odontológica Brasileira **17**(2): 119-125.

Deus, G. D., Murad, C. F., Reis, C. M., Gurgel-Filho, E. und Coutinho Filho, T. (2006). "Analysis of the sealing ability of different obturation techniques in oval-shaped canals: a study using a bacterial leakage model." Brazilian Oral Research **20**: 64-69.

Deutsches Institut für Normung (2012). DIN EN ISO 6876:2012-10, Zahnheilkunde - Wurzelkanalversiegelungswerkstoffe (ISO 6876:2012); Deutsche Fassung EN ISO 6876:2012, Beuth Verlag GmbH.

Donnermeyer, D., Burklein, S., Dammaschke, T. und Schafer, E. (2019). "Endodontic sealers based on calcium silicates: a systematic review." Odontology **107**(4): 421-436.

Doyle, S. L., Hodges, J. S., Pesun, I. J., Baisden, M. K. und Bowles, W. R. (2007). "Factors affecting outcomes for single-tooth implants and endodontic restorations." Journal of endodontics **33**(4): 399-402.

Duarte, M. A., Demarchi, A. C., Giaxa, M. H., Kuga, M. C., Fraga, S. C. und de Souza, L. C. (2000). "Evaluation of pH and calcium ion release of three root canal sealers." Journal of endodontics **26**(7): 389-390.

Duarte, M. A., Ordinola-Zapata, R., Bernardes, R. A., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B. und de Moraes, I. G. (2010). "Influence of calcium hydroxide association on the physical properties of AH Plus." Journal of endodontics **36**(6): 1048-1051.

Ehrenfeld, M., Gängler, P., Hoffmann, T., Schwenzer, N. und Willershausen, B. (2010). Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie, Georg Thieme Verlag.

Elyassi, Y., Moinezhadeh, A. T. und Kleverlaan, C. J. (2019). "Characterization of Leachates from 6 Root Canal Sealers." Journal of endodontics **45**(5): 623-627.

Ersahan, S. und Aydin, C. (2013). "Solubility and apical sealing characteristics of a new calcium silicate-based root canal sealer in comparison to calcium hydroxide-, methacrylate resin- and epoxy resin-based sealers." Acta Odontologica Scandinavica **71**(3-4): 857-862.

European Society of Endodontology (2006). "Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology." International Endodontic Journal **39**(12): 921-930.

Evans, J. T. und Simon, J. H. (1986). "Evaluation of the apical seal produced by injected thermoplasticized gutta-percha in the absence of smear layer and root canal sealer." Journal of endodontics **12**(3): 101-107.

FKG (2020). "TotalFill® Vorgemischte biokeramische Materialien."

Flores, D., Rached-Júnior, F., Versiani, M., Guedes, D., Sousa-Neto, M. und Pécora, J. (2011). "Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers." International Endodontic Journal **44**(2): 126-135.

Gandolfi, M. G., Siboni, F. und Prati, C. (2016). "Properties of a novel polysiloxane-guttapercha calcium silicate-bioglass-containing root canal sealer." Dental materials **32**(5): e113-126.

Garrido, A. D., Lia, R. C., Franca, S. C., da Silva, J. F., Astolfi-Filho, S. und Sousa-Neto, M. D. (2010). "Laboratory evaluation of the physicochemical properties of a new root canal sealer based on Copaifera multijuga oil-resin." International Endodontic Journal **43**(4): 283-291.

Geurtsen, W. und Leyhausen, G. (1997). "Biological aspects of root canal filling materials—histocompatibility, cytotoxicity, and mutagenicity." Clinical Oral Investigations **1**(1): 5-11.

Goodman, A., Schilder, H. und Aldrich, W. (1974). "The thermomechanical properties of gutta-percha. II. The history and molecular chemistry of gutta-percha." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology **37**(6): 954-961.

Gordon, M. P., Love, R. M. und Chandler, N. P. (2005). "An evaluation of .06 tapered gutta-percha cones for filling of .06 taper prepared curved root canals." International Endodontic Journal **38**(2): 87-96.

Grossman, L. I. und Gerlach, E. (1940). Root Canal Therapy, Lea & Febiger.

Gurgel-Filho, E. D., Andrade Feitosa, J. P., Teixeira, F. B., Monteiro de Paula, R. C., Araujo Silva, J. B. und Souza-Filho, F. J. (2003). "Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone." International Endodontic Journal **36**(4): 302-307.

Haapasalo, M., Shen, Y., Qian, W. und Gao, Y. (2010). "Irrigation in endodontics." Dental Clinics **54**(2): 291-312.

Hammad, M., Qualtrough, A. und Silikas, N. (2008). "Extended setting shrinkage behavior of endodontic sealers." Journal of endodontics **34**(1): 90-93.

Han, L. und Okiji, T. (2013). "Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials." International Endodontic Journal **46**(9): 808-814.

Hargreaves, K. M., Cohen, S. und Berman, L. H. (2011). Cohen's pathways of the pulp, Mosby Elsevier.

Hellwig, E., Klimek, J. und Attin, T. (2009). Einführung in die Zahnerhaltung, Deutscher Ärzteverlag.

Heran, J., Khalid, S., Albaaj, F., Tomson, P. L. und Camilleri, J. (2019). "The single cone obturation technique with a modified warm filler." Journal of Dentistry **89**: 103181.

Heyder, M., Kranz, S., Volpel, A., Pfister, W., Watts, D. C., Jandt, K. D. und Sigusch, B. W. (2013). "Antibacterial effect of different root canal sealers on three bacterial species." Dental materials **29**(5): 542-549.

Hörsted-Bindslev, P., Andersen, M. A., Jensen, M. F., Nilsson, J. H. und Wenzel, A. (2007). "Quality of molar root canal fillings performed with the lateral compaction and the single-cone technique." Journal of endodontics **33**(4): 468-471.

Huang, F. M., Tai, K. W., Chou, M. Y. und Chang, Y. C. (2002). "Cytotoxicity of resin-, zinc oxide-eugenol-, and calcium hydroxide-based root canal sealers on human periodontal ligament cells and permanent V79 cells." International Endodontic Journal **35**(2): 153-158.

Hülsmann M. und Schäfer E. (2005). "Good clinical practice: Die Wurzelkanalbehandlung. Stellungnahme der DGZ und DGZMK." DZZ **60**: 418-423.

Hwang, J. H., Chung, J., Na, H. S., Park, E., Kwak, S. und Kim, H. C. (2015). "Comparison of bacterial leakage resistance of various root canal filling materials and methods: Confocal laser-scanning microscope study." Scanning **37**(6): 422-428.

Kakehashi, S., Stanley, H. und Fitzgerald, R. (1965). "The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology **20**(3): 340-349.

Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (2020). Jahrbuch 2020: Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung.

Katakidis, A., Sidiropoulos, K., Koulaouzidou, E., Gogos, C. und Economides, N. (2020). "Flow characteristics and alkalinity of novel bioceramic root canal sealers." Restorative Dentistry & Endodontics **45**.

Katalinić, I., Baraba, A., Glavičić, S., Anić, I. und Miletić, I. (2013). "Comparison of vertical forces during root canal filling with three different obturation techniques." Collegium antropologicum **37**(3): 895-899.

Keles, A., Alcin, H., Kamalak, A. und Versiani, M. A. (2014). "Micro-CT evaluation of root filling quality in oval-shaped canals." International Endodontic Journal **47**(12): 1177-1184.

Khalil, I., Naaman, A. und Camilleri, J. (2016). "Properties of tricalcium silicate sealers." Journal of endodontics **42**(10): 1529-1535.

Khalil, M. M., Abdelrahman, M. H. und El-Mallah, S. (2019). "Bond strength and solubility of a novel polydimethylsiloxane-gutta-percha calcium silicate-containing root canal sealer." Dental and Medical Problems **56**(2): 161-165.

Kharouf, N., Arntz, Y., Eid, A., Zghal, J., Sauro, S., Haikel, Y. und Mancino, D. (2020). "Physicochemical and Antibacterial Properties of Novel, Premixed Calcium Silicate-Based Sealer Compared to Powder-Liquid Bioceramic Sealer." Journal of Clinical Medicine **9**(10).

Khumprasit, C., Yanpiset, K., Srisatjaluk, R. und Banomyong, D. (2020). "Bacterial leakage in root canals filled with calcium silicate sealer-based technique and post spaces prepared." Mahidol Dental Journal **40**(1): 1-7.

Lee, J. K., Kwak, S. W., Ha, J. H., Lee, W. und Kim, H. C. (2017). "Physicochemical Properties of Epoxy Resin-Based and Bioceramic-Based Root Canal Sealers." Bioinorganic Chemistry and Applications **2017**: 2582849.

Lim, E. S., Park, Y. B., Kwon, Y. S., Shon, W. J., Lee, K. W. und Min, K. S. (2015). "Physical properties and biocompatibility of an injectable calcium-silicate-based root canal sealer: in vitro and in vivo study." BMC Oral Health **15**(1): 129.

Lin, G. S. S., Ghani, N. R. N. A. und Noorani, T. Y. (2021). "Physicochemical properties of methacrylate resin, calcium hydroxide, calcium silicate, and silicon-based root canal sealers." Journal of Stomatology **74**(3): 153-159.

Lodienė, G., Morisbak, E., Bruzell, E. und Ørstavik, D. (2008). "Toxicity evaluation of root canal sealers in vitro." International Endodontic Journal **41**(1): 72-77.

Loushine, B. A., Bryan, T. E., Looney, S. W., Gillen, B. M., Loushine, R. J., Weller, R. N., Pashley, D. H. und Tay, F. R. (2011). "Setting Properties and Cytotoxicity Evaluation of a Premixed Bioceramic Root Canal Sealer." Journal of endodontics **37**(5): 673-677.

Lyu, W.-J., Bai, W., Wang, X.-Y. und Liang, Y.-H. (2021). "Physicochemical properties of a novel bioceramic silicone-based root canal sealer." Journal of Dental Sciences.

Mancino, D., Kharouf, N., Cabiddu, M., Bukiet, F. und Haikel, Y. (2020). "Microscopic and chemical evaluation of the filling quality of five obturation techniques in oval-shaped root canals." Clinical Oral Investigations.

Marín-Bauza, G. A., Silva-Sousa, Y. T. C., Cunha, S. A. d., Rached-Junior, F. J. A., Bonetti-Filho, I., Sousa-Neto, M. D. und Miranda, C. E. S. (2012). "Physicochemical properties of endodontic sealers of different bases." Journal of Applied Oral Science **20**(4): 455-461.

McHugh, C. P., Zhang, P., Michalek, S. und Eleazer, P. D. (2004). "pH required to kill *Enterococcus faecalis* in vitro." Journal of endodontics **30**(4): 218-219.

Mohammadi, Z. und Dummer, P. M. (2011). "Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology." International Endodontic Journal **44**(8): 697-730.

Moinzadeh, A. T., Portoles, C. A., Wismayer, P. S. und Camilleri, J. (2016). "Bioactivity potential of EndoSequence BC RRM putty." Journal of endodontics **42**(4): 615-621.

Monardes, H., Antunez, M., Herrera, P., Jara, P., Steinfort, K. und Abarca, J. (2021). "Bacterial leakage assessment of bioceramic sealers." Giornale Italiano di Endodonzia **35**(1).

Monticelli, F., Sword, J., Martin, R., Schuster, G., Weller, R., Ferrari, M., Pashley, D. H. und Tay, F. (2007). "Sealing properties of two contemporary single-cone obturation systems." International Endodontic Journal **40**(5): 374-385.

Muruzabal, M., Erausquin, J. und Devoto, F. (1966). "A study of periapical overfilling in root canal treatment in the molar of rat." Archives of oral biology **11**(4): 373-383.

Nawal, R. R., Parande, M., Sehgal, R., Naik, A. und Rao, N. R. (2011). "A comparative evaluation of antimicrobial efficacy and flow properties for Epiphany, Guttaflow and AH-Plus sealer." International Endodontic Journal **44**(4): 307-313.

Ng, Y. L., Mann, V. und Gulabivala, K. (2010). "Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature." International Endodontic Journal **43**(3): 171-189.

Oliveira, A. C., Tanomaru, J. M., Faria-Junior, N. und Tanomaru-Filho, M. (2011). "Bacterial leakage in root canals filled with conventional and MTA-based sealers." International Endodontic Journal **44**(4): 370-375.

Ørstavik, D., Nordahl, I. und Tibballs, J. E. (2001). "Dimensional change following setting of root canal sealer materials." Dental materials **17**(6): 512-519.

Ozawa, T., Taha, N. und Messer, H. H. (2009). "A comparison of techniques for obturating oval-shaped root canals." Dental Materials Journal **28**(3): 290-294.

Parirokh, M. und Torabinejad, M. (2010). "Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties." Journal of endodontics **36**(1): 16-27.

Peters, O. A., Peters, C. I., Schonenberger, K. und Barbakow, F. (2003). "ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT." International Endodontic Journal **36**(2): 86-92.

Poggio, C., Dagna, A., Ceci, M., Meravini, M.-V., Colombo, M. und Pietrocola, G. (2017). "Solubility and pH of bioceramic root canal sealers: a comparative study." Journal of Clinical and Experimental Dentistry **9**(10): e1189.

Prakash, R., Gopikrishna, V. und Kandaswamy, D. (2005). "Gutta-percha—an untold story." Endodontology **17**(2): 32-36.

Prüllage, R.-K., Urban, K., Schäfer, E. und Dammaschke, T. (2016). "Material properties of a tricalcium silicate-containing, a mineral trioxide aggregate-containing, and an epoxy resin-based root canal sealer." Journal of endodontics **42**(12): 1784-1788.

Sabeti, M. A., Nekofar, M., Motahhary, P., Ghandi, M. und Simon, J. H. (2006). "Healing of apical periodontitis after endodontic treatment with and without obturation in dogs." Journal of endodontics **32**(7): 628-633.

Saghiri, M. A., Dadvand, S. und Abdolmaleki, A. (2021). "The evaluation of physical properties of a polyurethane expandable endodontic sealer: a preliminary study." Australian Endodontic Journal.

Sarkar, N., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R. und Kawashima, I. (2005). "Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate." Journal of endodontics **31**(2): 97-100.

Savadkouhi, S. T., Bakhtiar, H. und Ardestani, S. E. (2016). "In vitro and ex vivo microbial leakage assessment in endodontics: A literature review." Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry **6**(6): 509.

Schäfer, E., Bering, N. und Burklein, S. (2015). "Selected physicochemical properties of AH Plus, EndoREZ and RealSeal SE root canal sealers." Odontology **103**(1): 61-65.

Schäfer, E. und Zandbiglari, T. (2003). "Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva." International Endodontic Journal **36**(10): 660-669.

Schweikl, H., Schmalz, G. und Federlin, M. (1998). "Mutagenicity of the root canal sealer AHPlus in the Ames test." Clinical Oral Investigations **2**(3): 125-129.

Scientific, T. F. (2014). "Measuring pH of Pure Water and Other Low Conductivity Waters." <https://assets.fishersci.com/TFS-Assets/LSG/Application-Notes/AN-PHPURE-E-0914-RevA-WEB.pdf>.

Septodont GmbH (2021). "BioRoot RCS." Gebrauchsanweisung.

Shah, P. M., San Chong, B., Sidhu, S. K. und Ford, T. R. P. (1996). "Radiopacity of potential root-end filling materials." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology **81**(4): 476-479.

Siboni, F., Taddei, P., Zamparini, F., Prati, C. und Gandolfi, M. G. (2017). "Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate." International Endodontic Journal **50 Suppl 2**: e120-e136.

Sigma-Aldrich (2011). "Cell Culture Manual 2011-2014."

Silva, E. J., Accorsi-Mendonca, T., Pedrosa, A. C., Granjeiro, J. M. und Zaia, A. A. (2016). "Long-Term Cytotoxicity, pH and Dissolution Rate of AH Plus and MTA Fillapex." Brazilian dental journal **27**(4): 419-423.

Silva, E. J., Ferreira, C. M., Pinto, K. P., Barbosa, A. F. A., Colaco, M. V. und Sassone, L. M. (2021). "Influence of variations in the environmental pH on the solubility and water sorption of a calcium silicate-based root canal sealer." International Endodontic Journal **54**(8): 1394-1402.

Silva, E. J., Hecksher, F., Vieira, V. T., Vivan, R. R., Duarte, M. A., Brasil, S. C. und Antunes, H. S. (2020). "Cytotoxicity, antibacterial and physicochemical properties of a new epoxy resin-based endodontic sealer containing calcium hydroxide." Journal of Clinical and Experimental Dentistry **12**(6): e533-e539.

Silva, E. J., Rosa, T. P., Herrera, D. R., Jacinto, R. C., Gomes, B. P. und Zaia, A. A. (2013). "Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex." Journal of endodontics **39**(2): 274-277.

Silver, G. K., Love, R. M. und Purton, D. G. (1999). "Comparison of two vertical condensation obturation techniques: Touch 'n Heat modified and System B." International Endodontic Journal **32**(4): 287-295.

Sjogren, U., Hagglund, B., Sundqvist, G. und Wing, K. (1990). "Factors affecting the long-term results of endodontic treatment." Journal of endodontics **16**(10): 498-504.

Stock, C. (1985). "Calcium hydroxide: root resorption and perio-endo lesions." British dental journal **158**(9): 325-334.

Sundqvist, G. (1976). "Bacteriological studies of necrotic dental pulps (dissertation no. 7)." (Umea, Sweden).

Tanomaru-Filho, M., Bier, C. A. S., Tanomaru, J. M. G. und Barros, D. B. (2007). "Evaluation of the thermoplasticity of different gutta-percha cones and the TC system." Journal of Applied Oral Science **15**: 131-134.

Tanomaru-Filho, M., Cristine Prado, M., Torres, F. F. E., Viapiana, R., Pivoto-Joao, M. M. B. und Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2019). "Physicochemical Properties and Bioactive Potential of a New Epoxy Resin-based Root Canal Sealer." Brazilian dental journal **30**(6): 563-568.

Tanomaru-Filho, M., Torres, F. F. E., Chávez-Andrade, G. M., de Almeida, M., Navarro, L. G., Steier, L. und Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2017). "Physicochemical

properties and volumetric change of silicone/bioactive glass and calcium silicate-based endodontic sealers." Journal of endodontics **43**(12): 2097-2101.

Timpawat, S., Amornchat, C. und Trisuwan, W.-r. (2001). "Bacterial coronal leakage after obturation with three root canal sealers." Journal of endodontics **27**(1): 36-39.

Torabinejad, M., Ung, B. und Kettering, J. D. (1990). "In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth." Journal of endodontics **16**(12): 566-569.

Torres, F. F. E., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Bosso-Martelo, R., Espir, C. G., Camilleri, J. und Tanomaru-Filho, M. (2019). "Solubility, porosity, dimensional and volumetric change of endodontic sealers." Brazilian dental journal **30**(4): 368-373.

Torres, F. F. E., Perinoto, P., Bosso-Martelo, R., Chávez-Andrade, G. M., Guerreiro-Tanomaru, J. M. und Tanomaru-Filho, M. (2020). "Influence of Powder-to-Gel Ratio on Physicochemical Properties of a Calcium Silicate Sealer." Odovtos International Journal of Dental Sciences **22**(3): 154-162.

Torres, F. F. E., Zordan-Bronzel, C., Guerreiro-Tanomaru, J., Chávez-Andrade, G., Pinto, J. und Tanomaru-Filho, M. (2020). "Effect of immersion in distilled water or phosphate-buffered saline on the solubility, volumetric change and presence of voids within new calcium silicate-based root canal sealers." International Endodontic Journal **53**(3): 385-391.

Tyagi, S., Mishra, P. und Tyagi, P. (2013). "Evolution of root canal sealers: An insight story." European Journal of General Dentistry **2**(3): 199.

Urban, K., Neuhaus, J., Donnermeyer, D., Schäfer, E. und Dammaschke, T. (2018). "Solubility and pH value of 3 different root canal sealers: A long-term investigation." Journal of endodontics **44**(11): 1736-1740.

Vertuan, G. C., Duarte, M. A. H., Moraes, I. G., Piazza, B., Vasconcelos, B. C., Alcalde, M. P. und Vivan, R. R. (2018). "Evaluation of Physicochemical Properties of a New Root Canal Sealer." Journal of endodontics **44**(3): 501-505.

Viapiana, R., Moinzadeh, A., Camilleri, L., Wesselink, P., Tanomaru Filho, M. und Camilleri, J. (2016). "Porosity and sealing ability of root fillings with gutta-percha and BioRoot RCS or AH Plus sealers. Evaluation by three ex vivo methods." International Endodontic Journal **49**(8): 774-782.

Vieira, M. V. B., Lopes, W., Neves, M., Gama, T. G., Moreno, J. O., Rôças, I. N., Siqueira Jr, J. F., Armada, L. und Alves, F. R. (2013). "Quality of root canal fillings performed by inexperienced operators in oval-shaped canals." Endodontic Practice Today **7**: 41-46.

Vitti, R. P., Prati, C., Silva, E. J. N. L., Sinhoret, M. A. C., Zanchi, C. H., e Silva, M. G. d. S., Ogliari, F. A., Piva, E. und Gandolfi, M. G. (2013). "Physical properties of MTA Fillapex sealer." Journal of endodontics **39**(7): 915-918.

Vivan, R. R., Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Duarte, M. A. H. und de Moraes, I. G. (2009). "Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology **108**(6): e35-e38.

Weiger, R., ElAyouti, A. und Löst, C. (2002). "Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals." Journal of endodontics **28**(8): 580-583.

Wu, M. K., GEE, A. D., Wesselink, P. und Moor, W. (1993). "Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings." International Endodontic Journal **26**(4): 203-208.

Wu, M. K., Ozok, A. R. und Wesselink, P. R. (2000). "Sealer distribution in root canals obturated by three techniques." International Endodontic Journal **33**(4): 340-345.

Wu, M. K., Tigos, E. und Wesselink, P. R. (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 Endodontology **94**(4): 499-502.

Wu, M. K. und Wesselink, P. (2001). "A primary observation on the preparation and obturation of oval canals." International Endodontic Journal **34**(2): 137-141.

Yanpiset, K., Banomyong, D., Chotvorarak, K. und Srisatjaluk, R. L. (2018). "Bacterial leakage and micro-computed tomography evaluation in round-shaped canals obturated with bioceramic cone and sealer using matched single cone technique." Restorative Dentistry and Endodontics **43**(3): e30.

Yücel, A. Ç., Güler, E., Güler, A. U. und Ertaş, E. (2006). "Bacterial penetration after obturation with four different root canal sealers." Journal of endodontics **32**(9): 890-893.

Zhang, H., Shen, Y., Ruse, N. D. und Haapasalo, M. (2009). "Antibacterial Activity of Endodontic Sealers by Modified Direct Contact Test Against *Enterococcus faecalis*." Journal of endodontics **35**(7): 1051-1055.

Zhou, H.-m., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y.-f. und Haapasalo, M. (2013). "Physical properties of 5 root canal sealers." Journal of endodontics **39**(10): 1281-1286.

Zordan-Bronzel, C. L., Esteves Torres, F. F., Tanomaru-Filho, M., Chavez-Andrade, G. M., Bosso-Martelo, R. und Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2019). "Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer." Journal of endodontics **45**(10): 1248-1252.

Zordan-Bronzel, C. L., Tanomaru-Filho, M., Chávez-Andrade, G. M., Torres, F. F. E., Abi-Rached, G. P. C. und Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2021). "Calcium Silicate-Based Experimental Sealers: Physicochemical Properties Evaluation." Materials Research **24**.

Zordan-Bronzel, C. L., Tanomaru-Filho, M., Torres, F. F. E., Chavez-Andrade, G. M., Rodrigues, E. M. und Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2021). "Physicochemical Properties, Cytocompatibility and Antibiofilm Activity of a New Calcium Silicate Sealer." Brazilian dental journal **32**(4): 8-18.

8 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Wurzelkanalsystems.

Abbildung 2: Guttaperchastifte von VDW.

Abbildung 3: AH Plus Sealer.

Abbildung 4: GuttaFlow bioseal Sealer.

Abbildung 5: TotalFill BC Sealer.

Abbildung 6: BioRoot RCS.

Abbildung 7: Versuchsaufbau Radioopazität.

Abbildung 8: ein entwickeltes Bild.

Abbildung 9: Versuchsaufbau Filmdicke.

Abbildung 10: Versuchsaufbau Fließfähigkeit.

Abbildung 11: Versuchsaufbau Löslichkeit.

Abbildung 12: Lagerung der Versuchsgefäßen in Klimakammer.

Abbildung 13: pH-Meter.

Abbildung 14: ein Beispiel einer Insulinspritze mit einem TotalFill BC Aufsatz.

Abbildung 15: von links: AH Plus, BioRoot RCS, TotalFill BC, GuttaFlow bioseal.

Abbildung 16: schematische Darstellung einer Zweikammermethode.

Abbildung 17: Zweikammersystem.

Abbildung 18: eine Agarplatte mit nachgewiesenem MRSA Bakterium.

Abbildung 19: Graphische Darstellung der Löslichkeit zu verschiedenen Zeitpunkten.

Abbildung 20: Graphische Darstellung der pH-Werten zu verschiedenen Zeitpunkten.

Signifikanter Unterschied ist mit griechischen Buchstaben gekennzeichnet ($p < 0,05$).

Abbildung 21: Kaplan-Meiers Überlebenskurve der Sealer. (%)

Abbildung 22: Anzahl der penetrierten Proben in Bezug auf Krümmung und Form des Wurzelkanals. Signifikanter Unterschied ist mit griechischen Buchstaben gekennzeichnet ($p < 0,05$).

Tabellenverzeichnis:

Tabelle 1: bekannte Werkstoffkundige Eigenschaften ausgewählten Sealer.

Tabelle 2: Übersicht der benutzten endodontischen Sealer. Angaben laut Hersteller (Coltène/Whaledent AG 2016, Dentsply DeTrey GmbH 2017, Innovative BioCeramix Inc. 2018, Septodont GmbH 2021).

Tabelle 3: Gruppeneinteilung der Zähne für das Bakterienpenetrationsversuch.

Tabelle 4: Ergebnisse der Versuche Radioopazität ($n = 2$), Fließfähigkeit ($n = 3$) und Filmdicke ($n = 3$) in Form von Mittelwert und Standardabweichung angegeben.

Tabelle 5: Ergebnisse des Löslichkeitsversuchs in Prozent (%) ($n = 1$).

Tabelle 6: Ergebnisse des pH-Wertversuchs ($n = 2$) in Form von Mittelwert und Standardabweichung angegeben.

9 Danksagung

Hiermit möchte ich mich zunächst herzlich bei Dr. med. dent. Diegritz und PD Dr. med. dent. Kollmuss für ihre jahrelange Unterstützung, wertvolle Anregungen und fachkundige Betreuung während meiner Promotionszeit bedanken. Mein besonderer Dank gilt außerdem meiner Doktormutter Prof. Dr. med. dent. Huth, MME für die zügige Begutachtung und wertvolle Unterstützung im Verlauf der Arbeit.

Weiterhin danke ich Frau Dossenbach für die sorgfältige Korrektur des deutschen Textes.

Schließlich möchte ich meinem Mann, meiner Tochter und meinen Freunden für ihre unermüdliche mentale Unterstützung, ihr Verständnis und ihre Ermutigung während dieser intensiven Zeit meinen tiefsten Dank aussprechen. Ohne ihre Unterstützung wäre diese Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

10 Affidavit

Eidestattliche Versicherung

Sokka Helen

Nachname, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Evaluation von Kalziumsilikat-basierten Sealer hinsichtlich der physikalischen und chemischen Eigenschaften und deren Vergleich mit etablierten Werkstoffen“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

06.10.2025, Brannenburg

Ort, Datum

Helen Sokka

Unterschrift

11 Publikationsliste

Es liegt keine Publikationen vor.

12 Übereinstimmungserklärung

Erklärung zur Übereinstimmung der gebundenen Ausgabe der Dissertation mit der elektronischen Fassung

Sokka, Helen

Nachname, Vorname

Hiermit erkläre ich, dass die elektronische Version der eingereichten Dissertation mit dem Titel:

„Evaluation von Kalziumsilikat-basierten Sealer hinsichtlich der physikalischen und chemischen Eigenschaften und deren Vergleich mit etablierten Werkstoffen“

in Inhalt und Formatierung mit den gedruckten und gebundenen Exemplaren übereinstimmt.

06.10.2025, Brannenburg

Ort, Datum

Helen Sokka

Unterschrift