

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Untersuchung der Dichtigkeit von temporären
Verschlussmaterialien in der Endodontie: Vergleich zweier
in-vitro Versuchsmethoden**

Dissertation

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

vorgelegt von

Luise Moser

aus Bad Aibling

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatterin: Prof. Dr. med. dent. Karin C. Huth, MME

Mitberichterstatterin: Prof. Dr. Ekaterini Paschos

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. dent. Maximilian Kollmuß

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 07.05.2020

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Einführung in die Problematik	5
1.2	Krankheitsbilder in der Endodontie	6
1.2.1	Ätiologie endodontischer Krankheitsbilder	6
1.2.2	Pathomechanismus der Pulpitis	8
1.2.3	Pathomechanismus der apikalen Parodontitis	8
1.3	Endodontische Diagnostik	9
1.4	Endodontische Therapie	11
1.5	Einteilung der temporären Füllungsmaterialien	17
1.5.1	Wirtschaftlicher Gesichtspunkt	23
1.5.2	Aktueller Stand der Wissenschaft	24
1.5.2.1	<i>In-vitro</i> Methoden zur Dichtigkeitsprüfung und Studienergebnisse	24
1.5.2.2	<i>In-vivo</i> Methoden zur Dichtigkeitsprüfung und Studienergebnisse	30
2	Fragestellung und Zielsetzung	31
3	Material und Methoden	32
3.1	Vorbereitung der Zähne	32
3.2	Vorbereitung und Herstellung der PMMA-Formen	33
3.3	Vorbereitung der Versuchsaufbauten	34
3.4	Bakterienpenetrationstest	35
3.4.1	Herstellung des Nährmediums	36
3.4.2	Versuchsaufbau	40
3.5	Glucosepenetrationstest	44
3.5.1	Versuchsaufbau	45
3.5.2	Messtechnik zur Bestimmung der Glucosekonzentration	46
3.6	Statistische Auswertung	48
4	Ergebnisse	50
4.1	Minimale Hemmkonzentrationen der verwendeten Bakterien	50
4.2	Bakterienpenetrationstest	50
4.3	Glucosepenetrationstest	55

5	Diskussion.....	58
6	Zusammenfassung	67
7	Literaturverzeichnis	69
8	Abbildungsverzeichnis.....	80
9	Tabellenverzeichnis	83
10	Abkürzungsverzeichnis.....	84
11	Danksagung	86

1 Einleitung

Die Anfänge der Endodontie reichen weit in die Vergangenheit zurück. Bereits im Jahre 100 n. Chr. trepanierte Archigenes aus Apameia in Rom eine entzündete Pulpa, aber erst 1809 erfolgte die erste Wurzelfüllung mittels Goldfolien durch Edward Hudson (Hoffmann-Axthelm, 1973; Strübig, 1989; Sudhoff, 1964).

Mittlerweile hat sich die Endodontie zunehmend weiterentwickelt und sich im Hinblick auf die sieben Millionen Wurzelkanäle, die laut KZBV im Jahr 2015 in Deutschland gefüllt wurden, als Teilbereich der konservierenden Zahnheilkunde maßgeblich etabliert. Eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung bedarf des Zusammenspiels von zahlreichen Faktoren. Von großer Wichtigkeit stellen sich die Eigenschaften der Füllungsmaterialien dar, die temporär zwischen den Behandlungssitzungen oder abschließend nach einer durchgeführten Wurzelkanalbehandlung eingesetzt werden (Ng *et al.*, 2008). Vorliegende Studie geht hierbei im Speziellen auf die Dichtigkeit der temporären Füllungsmaterialien ein, die laut DGZMK zum Ziel haben, eine bakterielle Rekontamination des Wurzelkanals zwischen den Behandlungssitzungen zu verhindern, und die somit den Therapieerfolg maßgeblich beeinflussen können (Hülsmann *et al.*, 2005).

1.1 Einführung in die Problematik

Als Schlüssel zum Erfolg ist die Keimfreiheit im Wurzelkanal während und nach einer Wurzelkanalbehandlung anzusehen (Saunders und Saunders, 1994). Laut DGZMK liegt die Erfolgsrate bei einer Wurzelkanalbehandlung nach einer irreversiblen Pulpitis oder einer Pulpanekrose ohne apikale Aufhellung zwischen 85% und 95% (Weiger *et al.*, 2001). Für Zähne mit einer apikalen Parodontitis wird die Erfolgsquote zwischen 68-86% angegeben (Trope und Debelian, 2009). Bei einer periapikalen Läsion kleiner als 5 mm beträgt die Erfolgsquote 86,6%. Diese sinkt bei periapikalen Läsionen, die größer als 5 mm sind, auf 79,4%. Bei einem Misserfolg droht dem Patienten eine Revision, das heißt eine Wiederholung der Wurzelkanalbehandlung. Führt diese nicht zum gewünschten Erfolg, ist nach einer Wurzelspitzenresektion das letzte Mittel der Wahl die Zahnextraktion. Obwohl die zahnärztlichen Behandlungen weitestgehend schmerzfrei unter Lokalanästhesie durchgeführt werden können, geben 60-80% der Allgemeinbevölkerung ein Angstgefühl vor einer Wurzelkanalbehandlung an. Sehr große Angst verspüren 20% der Patienten, bis zu 5% leiden an einer Zahnarztphobie

und vermeiden daher den Zahnarztbesuch (Jöhren und Margraf-Stiksrud, 2002). Falls es nun zu einer solchen, für den Patienten durchaus unangenehmen Wurzelkanalbehandlung kommt, ist es von größter Wichtigkeit, diese Behandlung gewissenhaft und sauber durchzuführen, um die Anzahl der Komplikationen auf ein Minimum zu reduzieren. Für eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung sollte eine Rekontamination durch die Bakterien der Mundhöhle zwischen den Sitzungen vermieden werden. Hierbei ist insbesondere die Dichtigkeit der temporären Füllungsmaterialien von großer Bedeutung. Eine Vielzahl temporärer Füllungsmaterialien sind mittlerweile auf dem heutigen Markt anzufinden, auch werden diese häufig kombiniert angewendet. Welche Füllungsmaterialien hinsichtlich ihrer Dichtigkeit überzeugen können, wird in vorliegender Arbeit untersucht.

1.2 Krankheitsbilder in der Endodontie

Durch verschiedene Ursachen kann es zu entzündlichen Veränderungen der Pulpa kommen. Persistiert ein Reiz, führt dies zu einer Chronifizierung des entzündlichen Geschehens bis hin zu einem nekrotischen Zerfall des Pulpagewebes. Unbehandelt entwickelt sich daraus eine periapikale Entzündung, die auch Parodontitis apicalis genannt wird (Hülsmann, 2008).

1.2.1 Ätiologie endodontischer Krankheitsbilder

Am häufigsten kommt es durch Karies zu einer Entzündung der Pulpa. Zur Entstehung einer kariösen Läsion müssen verschiedene Grundvoraussetzungen erfüllt sein. Hierzu zählen individuelle Faktoren wie Anfälligkeit der Zähne, Mikroorganismen, die sich als Plaque am Zahn anheften, und ein vorhandenes Substrat für die Mikroorganismen wie verstoffwechselbare Kohlenhydrate. Zudem spielt auch die Zeit und die Häufigkeit der einwirkenden Noxen eine Rolle (König, 1987). Verstoffwechseln die Mikroorganismen niedermolekulare Kohlenhydrate, entstehen als Abbauprodukte Säuren, die den Zahnschmelz und das Dentin durch Herauslösen von Kalzium und Phosphat demineralisieren (Featherstone und Mellberg, 1981; Featherstone und Rodgers, 1981).

Bei der Initialkaries können die Mikroorganismen noch vor einer Schmelzkavitation eine frühe Dentinläsion auslösen, indem sie über Mikrodefekte in das Dentin gelangen (Schroeder, 1997). Die Pulpa-Dentin-Einheit reagiert darauf mit einem entzündlichen Prozess, der sich durch eine reduzierende Anzahl an Odontoblasten und dem

Auftreten von Entzündungszellen kennzeichnet (Langeland und Langeland, 1968). Nach der Schmelzkavitation bilden sich abhängig vom Fortschreiten der Karies sechs Zonen, die sich im Querschnitt eines Zahns darstellen lassen (Schroeder, 1997; Silverstone *et al.*, 1981a). Wie auf Abbildung 1 zu sehen ist, befindet sich das Tertiärdentin pulpanah im untersten Bereich. Dies ist die Reaktion der Pulpa auf exogene Reize und wird vermehrt gebildet, je tiefer die Karies in den Zahn eindringt (Kamal *et al.*, 1997). Penetriert der kariöse Prozess schließlich die Pulpa, wird eine Entzündung dieser hervorgerufen.

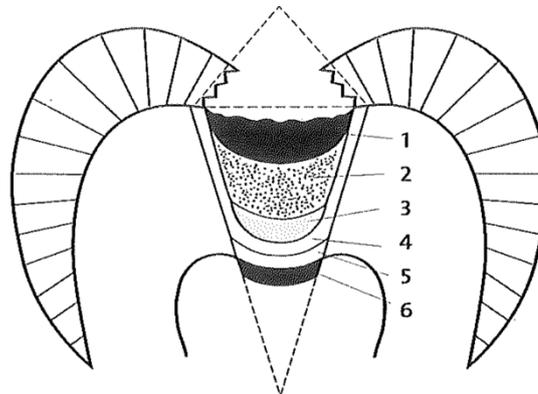


Abbildung 1: Zonen der fortgeschrittenen Dentinkaries: (1) Nekrose, (2) Penetration, (3) Demineralisation, (4) Transparenz, (5) Normaldentin, (6) Tertiärdentin (Modifikation nach (Furrer, 1922; Klimm, 1997; Schroeder, 1997; Silverstone *et al.*, 1981b)

Es gibt jedoch auch weitere Faktoren, die eine Pulpenschädigung hervorrufen können. Durch den Randspalt einer Füllung (Bergenholtz *et al.*, 1982; Brännström, 1969; Cox *et al.*, 1982; Cox *et al.*, 1985; Cox *et al.*, 1987; Mejare *et al.*, 1979) oder durch Kroneninfrakturen, unkomplizierte oder komplizierte Kronenfrakturen (Geurtsen *et al.*, 2003) können Bakterien in die Pulpa eindringen und eine Pulpitis hervorrufen. Besteht dieser Zustand länger, kann die Entzündung in eine irreversible Form übergehen und schließlich über eine Pulpanekrose zu einer apikalen Parodontitis führen.

Auch physikalische Einflüsse können zu einer Pulpenschädigung führen. Beim Präparieren von Kavitäten oder Kronen mit ungenügender oder fehlender Wasserkühlung kann es bei einer Temperatur im Zahn von über 48 °C zu einer Destruktion der Pulpa kommen (Zach und Cohen, 1965). Außerdem kann das durch den Luftbläser forcierte Trocknen von freiliegendem Dentin den Zustand des Pulpagewebes negativ beeinflussen (Brännström, 1960).

Chemische Faktoren wie beispielsweise das Ätzen des Dentins mit Hilfe von Säuren haben auch Auswirkungen auf die Pulpa. Abhängig von der Stärke der Säure und der

Applikationszeit äußert sich diese Wirkung. So wurden Irritationen der Pulpa nach 1-minütigem Ätzen des Dentins mit 50%iger Phosphorsäure festgestellt (Retief *et al.*, 1974). Bei einer Konzentration von nur 10% der Phosphorsäure und einer Ätzung von 2 s kam es dagegen zu keiner Gefährdung der Pulpa (Gilpatrick *et al.*, 1996).

Auch temporäre Füllungsmaterialien wie Zinkoxid-Eugenol (Kanca, 1990) und Zinkphosphat-Zement (Klotzer und Langeland, 1973) oder andere zahnärztliche Materialien können Irritationen der Pulpa verursachen. Bei dünner Restdicke des Dentins sollte auf ausreichenden Pulpaschutz geachtet werden oder aber auf diese Materialien verzichtet werden (Brännström und Nyborg, 1976).

1.2.2 Pathomechanismus der Pulpitis

Eine Pulpitis ist eine Entzündung des Pulpagewebes, die durch oben genannte Ursachen ausgelöst werden kann und eine Abwehrreaktion des Körpers gegen einen überschwelligeren Reiz darstellt. Wie jede andere Entzündung teilt sich eine Pulpitis pathogenetisch in eine initiale zelluläre Phase und eine vaskuläre Phase (Hülsmann, 2008). Bei der reversiblen Pulpitis werden Entzündungsmediatoren wie Neuropeptide und Gewebefaktoren freigesetzt, die eine lokale Gefäßdilataion mit der Folge einer Hyperämie bewirken (Smulson, 1996). Das Blutvolumen erhöht sich und durch den steigenden Flüssigkeitsdruck in der Pulpa werden die den Zahn innervierenden Nervenfasern komprimiert. Dies und insbesondere die algetischen Stoffe, die von Entzündungszellen ausgeschüttet werden, sind der Grund für auftretende Schmerzen. Da sich das entzündete Gewebe im Zahn nur begrenzt ausdehnen kann, werden bei zunehmender Schwellung die den Zahn versorgenden Blutgefäße komprimiert. Bei anhaltendem Reiz ist der Übergang zur irreversiblen Pulpitis mit lokalisierten Gewebsnekrosen und Mikroabszessen die Folge. Wird die Pulpitis nicht frühzeitig behandelt, stirbt die Pulpa ab und es kommt zu dem Endstadium der Pulpitis, einer sogenannten Pulpanekrose (Mittermayer, 1993).

1.2.3 Pathomechanismus der apikalen Parodontitis

Die apikale Parodontitis kann aus einer unbehandelten Pulpitis resultieren. Die symptomatische apikale Parodontitis zeichnet sich durch einen Schmerz aus, der vornehmlich auf Kaubelastung auftritt. Die asymptomatische apikale Parodontitis hingegen kann als Zufallsbefund bei einem aus anderer Indikation angefertigtem Röntgenbild auffallen und mit einer Fistelbildung einhergehen. Beide Formen können

bei unbehandelten Zähnen sowie bei bereits wurzelkanalbehandelten Zähnen auftreten. Sie sind gekennzeichnet durch eine Abwehrreaktion auf die Antigene und Toxine, die von den Mikroorganismen des Wurzelkanals ausgehen. Die Mikroorganismen können sich als Biofilm oder in planktonischer Form bis zum apikalen Parodont ausbreiten (Siqueira, 2011). Einhergehend zeigt sich eine periapikale Resorption von Knochen und Wurzelzement (Hellwig *et al.*, 2013). Röntgenologisch ist ab einem Verlust von 50% des Mineralgehalts im Knochen eine periapikale Aufhellung zu erkennen. Laut Fabricius und Mitarbeitern verursachen Mischinfektionen größere apikale Aufhellungen als Monoinfektionen (Fabricius *et al.*, 1982). Auch die beteiligten Keimarten können die Ausprägung der periapikalen Resorption beeinflussen. So wird durch fakultativ anaerobe Streptokokken nur eine geringe periapikale Resorption hervorgerufen.

Wird die apikale Parodontitis nicht mit einer Wurzelkanalbehandlung behandelt, können sich bakterielle Infiltrate und Abszesse bilden.

1.3 Endodontische Diagnostik

Der Erfolg einer Wurzelkanalbehandlung setzt eine richtige Diagnosestellung voraus (Cohen, 1991). Neben der allgemeinen Befragung des Patienten zu seinem Gesundheitszustand, der sogenannten allgemeinen Anamnese, und neben der zahnmedizinischen Anamnese kommt hierbei vor allem der Schmerzanamnese eine entscheidende Bedeutung zu. Lokalisation, Dauer und Intensität des Schmerzes sollten abgeklärt werden, wie auch die Schmerzqualität, die in stechend, reißend, ziehend oder pulsierend qualifiziert werden kann (Klimm, 2011). Verspürt der Patient einen stechenden gut lokalisierbaren Schmerz, der nur so lange wie der Reiz bei einer Sensibilitätsprüfung andauert, kann dies auf die Diagnose „reversible Pulpitis“ hindeuten. Überdauert der Schmerz den Reiz und wird als dumpf und pulsierend beschrieben, kann dies auf eine „irreversible Pulpitis“ hinweisen. Charakteristisch hierfür ist auch der reizunabhängige Nachtschmerz. Klagt der Patient hingegen über Schmerz, der bei Kaubelastung auftritt, kann dies auf eine symptomatische apikale Parodontitis hindeuten.

Bei der klinischen Untersuchung folgt auf die extraorale Befunderhebung und die intraorale Inspektion die endodontische Diagnostik (Klimm, 2011). Eine thermische Sensibilitätsprüfung in Form eines Kältetests kann mit Hilfe von Eis, Chloräthylspritze,

Propan-/Butanspray oder Kohlendioxid erfolgen (Cohen, 1998; Gängler, 1995; Jones, 1999; Klimm und Doege, 1972). Auch unter Verwendung von elektrischen Tests kann ermittelt werden, ob die Sensibilität der Nervenfasern noch vorhanden ist (Cohen, 1998). Dabei wird die Intensität der Spannung langsam aufgebaut, bis der Patient, sobald die Reizschwelle erreicht ist, ein leichtes Kribbeln wahrnimmt (Klimm, 2011). Um die Ergebnisse der Sensibilitätsprüfung adäquat auswerten zu können, empfiehlt es sich zusätzlich einen Perkussionstest durchzuführen. Durch das Beklopfen der Kaufläche mit einem zahnärztlichen Instrument wird die Perkussionsempfindlichkeit eines Zahns getestet. Eine positive Antwort gibt Aufschluss über ein pathologisches Geschehen im apikalen Bereich eines Zahns und kann auf eine Pulpanekrose oder eine apikale Parodontitis hinweisen (Hellwig *et al.*, 2013).

Als ein wichtiger Bestandteil im Rahmen der diagnostischen Möglichkeiten sind Röntgenaufnahmen anzusehen. Für die richtige Darstellung der Dimensionen von Zahn, Parodont und Knochen wird eine Aufnahme in Paralleltechnik angestrebt (Rother, 2006), indem der Film parallel zur Zahnachse ausgerichtet wird. Da der eigentlich dreidimensionale Zahn zweidimensional dargestellt wird, kann die Auswertung des Röntgenbilds insbesondere bei Wurzeln, die in Richtung des Strahlengangs hintereinanderliegen, erschwert sein. Für eine überlagerungsfreie Projektion empfiehlt es sich, exzentrische Aufnahmen durchzuführen und den Zahn aus verschiedenen Richtungen (orthograd, mesial und distal exzentrisch) zu röntgen (Hellwig *et al.*, 2013).

Um die Werte der verschiedenen Tests zu analysieren, kann man die Pulpaerkrankungen nach symptomatisch-therapeutischen Kriterien einteilen:

1. symptomlose Pulpa:

Pulpa ist gesund und zeigt eine normale Reaktion auf die Sensibilitätsprüfung. Der Perkussionstest ist negativ.

2. reversible Pulpitis:

Die Pulpa weist eine reversible Schädigung auf. Der Schmerz ist gut lokalisierbar und dauert so lange an, wie die Sensibilitätsprüfung durchgeführt wird. Der Perkussionstest ist negativ.

3. irreversible Pulpitis:

Die Pulpa hat einen irreversiblen Schaden. Der Schmerz ist schlecht lokalisierbar, überdauert den Reiz im Rahmen einer Sensibilitätsprüfung und tritt auch in der Nacht auf. Der Perkussionstest ist negativ.

4. Pulpanekrose:

Die Pulpa ist zum Teil oder im Ganzen abgestorben und die Sensibilitätsprüfung ist negativ. Dennoch zeigen sich starke pochende Schmerzen, die auch in der Nacht auftreten können. Der Perkussionstest kann positiv oder negativ ausfallen.

5. symptomatische Parodontitis apicalis:

Gleiche Schmerzsymptomatik wie bei der Pulpanekrose und zusätzlich Schmerz bei Kaubelastung. Die Sensibilitätsprüfung fällt negativ und der Perkussionstest positiv aus. Röntgenologisch kann sich eine periapikale Aufhellung zeigen.

6. asymptomatische Parodontitis apicalis:

Zufallsbefund bei einem meist aus anderer Indikation angefertigtem Röntgenbild mit möglicher Fistelbildung. Wie bei der symptomatischen apikalen Parodontitis fällt die Sensibilitätsprüfung negativ und der Perkussionstest positiv aus. Zudem zeigt sich eine periapikale Aufhellung auf dem Röntgenbild.

1.4 Endodontische Therapie

Liegt eine irreversibel geschädigte oder nekrotische Pulpa vor, wird unabhängig davon, ob das periapikale Gewebe beteiligt ist, eine Wurzelkanalbehandlung durchgeführt. Als übergeordnetes Ziel dieser Behandlung ist die Elimination von Bakterien und vitalen oder nekrotischen Geweberesten anzusehen, was mit Hilfe einer chemomechanischen Aufbereitung und dem zusätzlichen Einsatz von Spüllösungen und Medikamenteneinlagen erreicht werden kann. Zudem sollte das Wurzelkanalsystem bakteriendicht verschlossen werden, um eine Reinfektion zu verhindern (Europäische Gesellschaft für Endodontologie, 2006).

Für optimierte Sichtverhältnisse und um den Speichel- und Bakterienzutritt in den Wurzelkanal zu verhindern, ist das Anlegen eines Kofferdams obligatorisch. Zudem dient dieser zum Schutz des Patienten vor Aspiration der kleinen Instrumente und dem Verschlucken von Spüllösungen (Europäische Gesellschaft für Endodontologie, 2006;

Heling und Heling, 1977). Anschließend erfolgt ausgehend von den diagnostischen Röntgenbildern die Trepanation und die Präparation einer Zugangskavität mit einer angemessenen Tiefe, Lokalisation und Ausdehnung (Burns und Herbranson, 1998; Stock *et al.*, 1995; Weine, 1996). Damit wird ermöglicht, dass alle Wurzelkanäle gefunden und anschließend adäquat aufbereitet, desinfiziert und abgefüllt werden können (Peters, 1992).

Vor der Aufbereitung der Wurzelkanäle ist es notwendig, deren exakte Länge zu ermitteln, damit eine entsprechende Arbeitslänge festgelegt werden kann. Ergänzend zu einer Röntgenmessaufnahme wird eine elektrische Längenbestimmung mit Hilfe der Endometrie durchgeführt (Hör und Attin, 2001). Dazu wird eine Mundschleimhautelektrode dem Patienten in die Wange eingehängt und eine Stahlfeile in den Wurzelkanal eingeführt. Sobald die Feile in Kontakt mit dem Desmodont kommt, entsteht ein konstanter elektrischer Widerstand. Basierend auf der relativen Impedanzmessung wird zu zwei unterschiedlichen Frequenzen der Wechselstromwiderstand bestimmt. Eine Elektrodenimpedanz wird errechnet und dient als Referenz zur Bestimmung der Arbeitslänge. An der apikalen Konstriktion wird ein maximaler Wert erreicht, nach weiterem Vorschub reduziert sich dieser schlagartig. Durch das Endometriegerät wird die Länge bis zur apikalen Konstriktion ermittelt, die als optimaler Endpunkt bei der Aufbereitung des Wurzelkanals angesehen wird (Hülsmann *et al.*, 2005; Schäfer *et al.*, 2000). Deren Abstand zum röntgenologischen Apex beträgt in der Regel 0,5-2,0 mm (European Society of Endodontology, 2006).

Für eine Desinfektion des Wurzelkanalsystems soll mit Hilfe der chemischen und mechanischen Aufbereitung erreicht werden, dass die Mikroorganismen im Wurzelkanal vollständig eliminiert werden. Weitere wichtige Ziele sind die Entfernung des nekrotischen Gewebes und der Schmierschicht, die durch die Aufbereitung der Wurzelkanäle entsteht (Moodnik *et al.*, 1976; Sen *et al.*, 1995). Zudem soll dem Wurzelkanal eine Form gegeben werden, die eine adäquate Obturation des Wurzelkanalsystems ermöglicht (European Society of Endodontology, 2006).

Als klassischer Vertreter der manuellen Kanalaufbereitung ist die Step-back-Technik zu nennen. Mit Hilfe von Stahlfeilen erfolgt eine Erweiterung des Wurzelkanals von apikal nach koronal. Die Anzahl der Feilen wird entsprechend der Anatomie des Wurzelkanals gewählt. Die letzte der verwendeten Feilen dient als Anhaltspunkt für

die spätere Größenauswahl der Guttaperchastifte bei verschiedenen Obturationstechniken. Um den apikalen Wurzelbereich konischer zu gestalten, werden abschließend nochmals Feilen mit aufsteigender ISO-Größe eingebracht, jedoch wird die Arbeitslänge bei jeder Feile sukzessiv verkürzt (Mullaney, 1979; Weine, 1989).

Als weitere manuelle Techniken sind die Stepdown-Technik, die Double-flared-Technik und die Crown-down-pressureless-Technik zu nennen. Hierbei wird der Wurzelkanal von koronal nach apikal erweitert, was einige Vorteile mit sich bringt: Mikroorganismen von koronal können nicht nach apikal verschleppt werden und das Eindringen der Spüllösungen wird erleichtert (Stock *et al.*, 1997). Als Nachteil jedoch stellt sich die Umsetzung als technisch schwierig dar.

Für eine erleichterte und zeitsparende Aufbereitung wurden maschinelle Systeme entwickelt. Die in dieser Studie verwendeten reziproken Feilen gehören zu den Nickel-Titan-Feilen-Systemen. Diese bestehen zu 55-60% aus Nickel und zu 40-45% aus Titan (Schäfer, 1998). Das Material Nickel-Titan weist eine erhöhte Flexibilität und ein pseudoelastisches Verhalten auf und kann deshalb vollrotierend eingesetzt werden (Schäfer und Fritzenschaft, 1999). Als Nachteil zeigt sich jedoch eine hohe Frakturanfälligkeit, die aber durch die Begrenzung des Drehmoments beeinflusst und verringert werden kann (Szep *et al.*, 2001; Yared *et al.*, 2001). Reziproke Feilen zeichnen sich durch abwechselnde Rotationen im und gegen den Uhrzeigersinn aus. Die Bewegung in Schneidrichtung ist dabei größer und das Instrument arbeitet sich weiter nach apikal vor. Es kommt zu einer Entlastung des Instruments und zu einer verringerten Ermüdung (Varela-Patino *et al.*, 2010).

Da eine rein mechanische Aufbereitung die Mikroorganismen im Wurzelkanal aufgrund der verzweigten Dentintubuli und Variationen der anatomischen Verhältnisse nicht ausreichend eliminieren kann, sind für eine antiseptische Behandlung weiterführende chemische Desinfektionsmaßnahmen notwendig (Haapasalo *et al.*, 2005; Marroquin *et al.*, 2004). Bei zusätzlicher Anwendung von Spüllösungen steigt die Effektivität der mechanischen Aufbereitung (Kvist *et al.*, 2004; Shuping *et al.*, 2000). Die bevorzugte Spüllösung Natriumhypochlorit (NaOCl) wird in einer Konzentration zwischen 0,5 und 6% verwendet und löst durch seinen hohen pH-Wert das Pulpagewebe auf (Naenni *et al.*, 2004; Turkun und Cengiz, 1997). Der großen Vielfalt an Mikroorganismen im Wurzelkanal setzt Natriumhypochlorit eine starke

antimikrobielle Wirkung entgegen (Heling *et al.*, 2001). Auch *Enterococcus faecalis*, der überwiegend an endodontischen Misserfolgen beteiligt ist, kann aus einem Biofilm entfernt werden (Dunavant *et al.*, 2006; Hancock *et al.*, 2001). Für die Entfernung der Schmierschicht und die Freilegung der Dentinkanäle werden Chelatoren wie zum Beispiel Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA) eingesetzt. Durch eine großzügige Abschlusspülung mit 5-10 ml pro Wurzelkanal wird die Schmierschicht deutlich reduziert (Hülsmann, 2008; Zehnder, 2006). Kommt es zu einer Revision einer Wurzelkanalbehandlung, kann zusätzlich zur Abschlusspülung Chlorhexidin-Digluconat (CHX) verwendet werden. CHX besitzt ein antimikrobielles Wirkspektrum und eliminiert wie Natriumhypochlorit unter anderem auch *E. faecalis* (Delany *et al.*, 1982). Als Ersatz für Natriumhypochlorit kann CHX jedoch nicht eingesetzt werden, da die gewebeauflösende Komponente fehlt (Safavi und Spangberg, 2006).

Wird die endodontische Therapie nicht innerhalb einer Sitzung abgeschlossen, ist es notwendig, ein Medikament intrakanalär einzubringen (Hülsmann *et al.*, 2005). Für eine lang anhaltende Wirkung sollte das Standardmedikament Calciumhydroxid (CaOH₂) in einer wässrigen Suspension vorliegen (Rödig und Hülsmann, 2005). Durch die langsam in Lösung gehenden Hydroxidionen steigt der pH-Wert bis 12,5 an. Calciumhydroxid wirkt damit basisch und zeigt eine antimikrobielle Wirkung, indem es die Zellmembran zerstört, Proteine und Enzyme denaturiert und die DNA von Bakterien schädigt (Hülsmann, 2008). Überwiegend in der endodontischen Notfalltherapie kann zur kurzzeitigen Schmerztherapie Ledermix als medikamentöse Einlage verwendet werden (Schroeder, 1981). Dieses Medikament enthält zum einen ein Kortikosteroid (Triamcinolon) zur Schmerzbekämpfung und zum anderen ein Breitbandantibiotikum (Demethylchlortetracyclin) zur Hemmung des Bakterienwachstums.

Der anschließende provisorische Verschluss, der auf Abbildung 2 zu sehen ist, kann den Erfolg einer mehrzeitigen Wurzelkanalbehandlung maßgeblich beeinflussen. Vor allem undichte Füllungen können den Therapieerfolg negativ beeinflussen, da eindringende Bakterien eine Reinfektion des Wurzelkanals auslösen können. Neben der Dichtigkeit, die im Rahmen dieser Arbeit für verschiedene Füllungsmaterialien untersucht wurde, sollten noch weitere Anforderungen erfüllt sein (Rödig und Hülsmann, 2006). Das Füllungsmaterial sollte neben der Stabilisierung der Zahnhartsubstanz zusätzlich Abrasions- und Dimensionsstabilität aufweisen. Zudem

sollte es einfach zu verarbeiten und leicht zu entfernen sein. Darüber hinaus ist eine antimikrobielle Wirkung und Biokompatibilität wichtig.



Abbildung 2: Provisorischer Verschluss eines trepanierten Zahns mit Cavit

Ein letzter wichtiger Bestandteil der endodontischen Therapie ist die Obturation des Kanalsystems und die postendodontische Versorgung. Das Ziel der Obturation, also dem definitiven Abfüllen der Wurzelkanäle, ist ein hermetischer Verschluss, der das ganze Wurzelkanalsystem erfasst und vor Mikroorganismen und Flüssigkeit schützt (European Society of Endodontology, 2006). Die gebräuchlichste Methode zur Obturation der Wurzelkanäle ist die laterale Kompaktion von Guttaperchastiften (Slaus und Bottenberg, 2002). Wie Abbildung 3 zeigt, empfiehlt sich hierbei die Kombination mit Wurzelkanalfüllpasten, den sogenannten Sealern oder Zementen, um Unebenheiten zwischen der Wurzelkanalwand und den Guttaperchastiften auszugleichen (Tagger *et al.*, 1994; Tronstad, 1991).

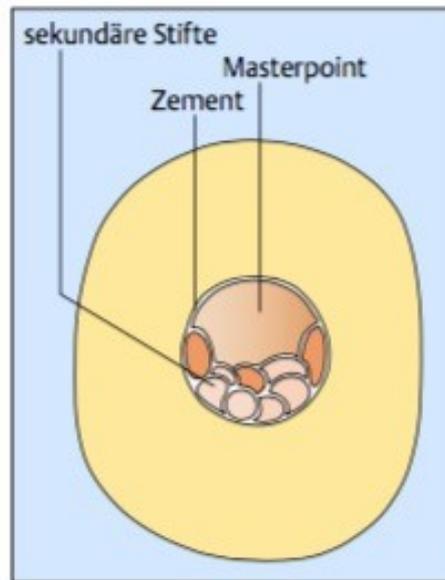


Abbildung 3: Querschnitt eines Zahns, abgefüllt mit Hilfe der lateralen Kompaktion (Baumann und Beer, 2007)

Bei der lateralen Kompaktion wird ein Guttaperchastift ausgewählt, der beim Einführen in den Wurzelkanal am Endpunkt der zuvor aufbereiteten Arbeitslänge eine Klemmpassung aufweist (Wesselink, 1995). Dieser wird an der Spitze dünn mit Sealer beschickt und in den Kanal eingebracht. Mit Hilfe eines Spreaders erfolgt die Kompaktion zu einer Kanalwand und die Schaffung von neuem Raum für weitere akzessorische Guttaperchastifte. (Wesselink, 1995). Nur alle zwei bis drei der akzessorischen Stifte werden mit Sealer bestrichen, da zu viel Sealer zu Kontraktionen und somit zu einer undichten Wurzelkanalfüllung führt (Guldener, 1987; Wu *et al.*, 1994). Kann der Spreader nur noch 3-4 mm in den Wurzelkanal eingeführt werden, erfolgt die Abtrennung der herausstehenden Stiften und eine nochmalige Kompaktion der Wurzelkanalfüllung nach apikal (Schäfer, 2007). Für die Abdichtung von akzessorischen Kanälen am Pulpaboden, sollte eine adhäsive Versiegelung erfolgen (Wesselink, 1995).

Von großer Wichtigkeit stellt sich die postendodontische koronale Versorgung des behandelten Zahns dar. Durch den großen Zahnhartsubstanzverlust infolge der endodontischen Behandlung verliert der Zahn erheblich an Stabilität und frakturiert sehr häufig (Reeh *et al.*, 1989). Der Zahn sollte zeitnah wiederaufgebaut werden und mit einer definitiven Restauration für eine funktionelle Belastbarkeit versorgt werden, um Undichtigkeiten und Höckerfrakturen zu vermeiden (Ray und Trope, 1995). Weist der Zahn einen mittleren Destruktionsgrad auf und ist somit durch die

Trepanationsöffnung sowie durch eine fehlende Kronenwand geschwächt, sollte laut DGZMK eine Teilkrone oder eine Vollkrone als postendodontische Versorgung angestrebt werden. Bei größeren Substanzdefekten sollte der Zahn zusätzlich mit einem stiftverankerten Aufbau versehen werden (Edelhoff *et al.*, 2003).

1.5 Einteilung der temporären Füllungsmaterialien

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Dichtigkeit von Werkstoffen, die zur provisorischen Füllung von Zugangskavitäten eingesetzt werden. Diese provisorischen Füllungsmaterialien können nach deren Abbindemechanismus eingeteilt werden. Eine Übersicht und die Zusammensetzung der verfügbaren Materialien ist in Tabelle 1 dargestellt (Prosowsky und Hülsmann, 2016). Diese Einteilung diente zur Orientierung für die Auswahl der zu untersuchenden Materialien in dieser Arbeit.

Chemisch härtendes Material	Firma	Inhaltsstoffe
IRM (Intermediate restorative material)	Dentsply Sirona, York, PA, USA	Zinkoxid Polymethylacrylat Eugenol
GIZ (Glasionomerzement)	3M Espe, Seefeld, Deutschland	Polyacrylsäure Weinsäure Wasser Gaspulver
Selbsthärtendes Material	Firma	Inhaltsstoffe
Cavit	3M Espe, Seefeld, Deutschland	Zinkoxid Calciumsulfat 2,2'-[Ethan-1,2-diybis(oxy)]bisethylacetat Bariumsulfat Talk Zinksulfat Polyvinylacetat
Cavition	GC, Leuven, Belgien	Zinkoxid Ethanol Zinksulfat
Lichthärtendes Material	Firma	Inhaltsstoffe
TERM (Temporary Endo Restorative Material)	Dentsply Sirona, York, PA, USA	Urethandimethacrylatpolymer anorganische radioopake Füllstoffe organische vorpolymerisierte Füllstoffe Pigmente Inhibitoren
Z100	3M Espe, Seefeld, Deutschland	2,2'-Ethylendioxydiethylmethacrylat Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat 2-Benzotriazolyl-4-methylphenol
Clip F	Voco, Cuxhaven, Deutschland	Urethanmethacrylate 2-Hydroxyethylmethacrylat Pyrogene Kieselsäure Katalysator
SDR (Smart dentin replacement)	Dentsply Sirona, York, PA, USA	Urethandimethacrylat Dimethacrylat Bifunktionelle Verdünner Barium-Strontium-Aluminofluorosilikat-Glas (68 Gew.%, 45 Vol.%) Photoinitatorsystem Farbstoffe

Tabelle 1: Einteilung der temporären Füllungsmaterialien nach deren Abbinde-mechanismus

Die in Abbildung 4 dargestellten Materialien IRM (Intermediate Restorative Material) und GIZ (Glasionomerzement) gehören zu den chemisch härtenden Materialien.



Abbildung 4: IRM (links), GIZ (rechts)

Beide Materialien sind Zemente und besitzen einen Pulver- und einen Flüssigkeitsanteil. IRM gehört zu den polymerverstärkten Zinkoxid-Eugenol-Zementen, deren Säureanteil in der Flüssigkeit durch Eugenol ersetzt ist. Die zugesetzten Polymethacrylate verbessern die mechanischen Eigenschaften und die Widerstandsfähigkeit gegen Kaukräfte (Combe, 1984). Eugenol ist wasserunlöslich und kommt zu 80% in Gewürznelkenöl vor. Dadurch kann der charakteristische Geruch von IRM nach Gewürznelken erklärt werden. Eugenol weist eine sedierende Wirkung auf und kann im direkten Kontakt zur vitalen Pulpa Pulpairritationen hervorrufen (Kanca, 1990; Viohl und Welker, 2008). Der Kontakt mit Adhäsiven auf Kunststoffbasis sollte vermieden werden, da es durch die Wechselwirkung mit Eugenol zu einer Störung des Abbindevorgangs kommt (Erdemir *et al.*, 2008). Dabei werden durch freie Radikale phenolische Gruppen des Eugenols abgefangen und die Polymerisation der Methacrylatmonomere gestört. In der Abbindephase reagiert Zinkoxid mit Eugenol und nadelförmige Kristalle von Zinkeugenolat entstehen. Die Umsetzung erfolgt jedoch unvollständig, wodurch eine niedrige Härte resultiert (Marxkors *et al.*, 2008; Viohl und Welker, 2008). Laut Herstellerangaben kann IRM als temporäres Füllungsmaterial bis zu einem Jahr eingesetzt werden.

Wie Abbildung 5 vereinfacht zeigt, setzt sich GIZ aus einer Flüssigkeit und einem Pulver zusammen, welche in einer Säure-Base-Reaktion abbinden.

GIZ = Flüssigkeit + Pulver

= Polycarbonsäuren, Weinsäure, Wasser + Calcium-Aluminiumsilikatglas

Abbildung 5: Vereinfachte Zusammensetzung von GIZ (rot = Säure, blau = Base)

Das Pulver der konventionellen GIZ ist ein Glaspulver, bestehend aus fein gemahlenem fluoridhaltigem Calcium-Aluminiumsilikatglas. Durch den gleichen Ionenradius kann Aluminium (Al^{3+}) das Siliziumoxid (SiO_2) im Glasnetzwerk ersetzen. Die dadurch entstandene negative Ladung wird durch netzwerkmodifizierende Kationen (Ca^{2+} , Na^+) ausgeglichen, wodurch sich die Säurelöslichkeit verringert. Je nach Zusammensetzung des Glases können Eigenschaften wie Abbindeverhalten, mechanische Festigkeit, Löslichkeit, chemische Resistenz und Ästhetik beeinflusst werden. Durch Aluminium kommt es zu einer verkürzten Abbindezeit und einer verbesserten Druckfestigkeit. Natrium dagegen verbessert die Transluzenz, kann aber auch die hydrolytische Stabilität des Glasionomerzementes negativ beeinflussen. Der Flüssigkeitsanteil der GIZ besteht aus Polycarbonsäuren, Weinsäure und Wasser. Durch die enthaltenen Polycarbonsäuren, die mit Kopolymeren modifiziert sind, wird die Viskosität herabgesetzt und ein frühzeitiges Gelieren vermieden. Das Abbindeverhalten wird durch die hinzugesetzte Weinsäure verbessert, indem die Verarbeitungszeit verlängert und die Abbindezeit verkürzt wird (Marxkors *et al.*, 2008). Das Abbinden basiert auf einer Säure-Base-Reaktion. Polycarbonsäuremoleküle, die einen chemischen Verbund über Ionen- und Wasserstoffbrückenbindung zur Zahnhartsubstanz herstellen können, werden durch die Kationen aus dem Glaspulver verknüpft. Nach den Phasen der Ionisierung, der Prezipitation und Salzbildung entsteht ein Calcium-Polycarboxylat, ein wasserempfindliches Gel. Anschließend erfolgt die Aushärtung, indem die Al^{3+} -Ionen das Gel stabilisieren. Ein wasserunempfindliches Calcium-Aluminium-Carboxylatgel entsteht (Viohl und Welker, 2008). GIZ lassen sich schnell und einfach verarbeiten und sind somit weniger techniksensitiv als Kompositsysteme. Hinsichtlich der Abrasionsresistenz, Biegefestigkeit und Ästhetik jedoch unterliegen GIZ den Kompositen (Attin *et al.*, 1996; Marolf, 1984).

Abbildung 6 zeigt Cavit, das laut einer Befragung des American Board of Endodontics im Jahr 2006 am häufigsten verwendete Material.



Abbildung 6: Cavit W

Zu 83% wird dieses Material nach dem Einlegen eines Wattepellets in die Zugangskavität eingebracht (Vail und Steffel, 2006). Nach Newcomb und seinen Mitarbeitern zeigt sich aber, dass diese Methode nicht zu empfehlen ist, da die aus der Füllung herausstehenden Wattefasern als Eintrittspforte für die Mikroorganismen fungieren (Newcomb *et al.*, 2001). Cavit härtet unter Feuchtigkeitsaufnahme selbst aus. Während des Abbindevorgangs wird Polyvinylacetat herausgelöst und durch H₂O ersetzt. Die anschließende Reaktion von H₂O mit Kalzium- und Zinksulfat bewirkt eine Expansion des Materials und durch den entstandenen Druck entsteht ein dichter Verschluss (Pieper *et al.*, 2009; Prosowsky und Hülsmann, 2016). Der Hersteller 3M ESPE unterscheidet bei Cavit, eingeteilt nach dem Härtegrad, drei verschiedene Varianten: Cavit, Cavit W, Cavit G. Durch den hohen Härtegrad ist Cavit für okklusal belastete temporäre Füllungen geeignet. Die Anwendung von Cavit W ist durch den mittleren Härtegrad für temporäre Füllung im Rahmen endodontischer Behandlungen vom Hersteller empfohlen. Der geringe Härtegrad von Cavit G eignet sich für temporäre Inlays. Nach der Applikation von Cavit in die feuchte Kavität erfolgt die Aushärtung innerhalb weniger Minuten bis maximal 2 Stunden.

Auch lichthärtende Materialien wie beispielsweise Clip F, welches in Abbildung 7 dargestellt ist, können als temporäre Füllungsmaterialien eingesetzt werden.



Abbildung 7: Clip F

Laut Herstellerangaben ist Clip F durch die einfache Handhabung und durch die leichte Entfernbareit für provisorische Füllungen während der Inlaypräparation sowie während der endodontischen Behandlung geeignet. Ohne Vorbehandlung des Zahns wird Clip F in die Kavität eingebracht und mit einer Polymerisationslampe ausgehärtet. Der Kontakt mit Unterfüllungen, die Eugenol enthalten, sollte vermieden werden, da andernfalls die Polymerisation beeinträchtigt werden kann. Auf Kompositfüllungen aufgetragen kann durch die Polymerisation eine Haftung generiert werden. Daher sollten Kompositfüllungen vor dem Einbringen von Clip F mit Vaseline isoliert werden. Als Vorteil erweist sich laut Herstellerangaben ein bakteriendichter Verschluss und eine anhaltende Fluoridabgabe.

Ein weiteres lichthärtendes Material, das im Rahmen dieser Studie in der Kombination mit Cavit geprüft wurde, zeigt Abbildung 8.



Abbildung 8: SDR

SDR (Smart dentin replacement) ist ein Komposit und setzt sich aus mehreren Bestandteilen zusammen. Die organische Phase wird aus verschiedenen Monomeren wie beispielsweise Urethandimethacrylat gebildet, wohingegen die anorganische Phase aus unterschiedlich großen Füllkörpern, die für die mechanischen

Eigenschaften verantwortlich sind, besteht. Zudem sind eine Verbundphase, Initiatoren für die Polymerisation und weitere Inhaltsstoffe enthalten. Die Initiatoren zerfallen bei der Polymerisation in Radikale und reagieren mit den Doppelbindungen der Monomere, wodurch eine Polymerkette entsteht und das Material aushärtet. Da sich die Kohlenstoff-Atome der Monomere während der Polymerisation annähern, kommt es zu einer Polymerisationsschrumpfung. Diese wirkt sich negativ auf die Randqualität aus. Laut Herstellerangaben kann bei SDR im Vergleich zu konventionellen Kompositen durch eine spezielle Technologie die Volumenschrumpfung um 20% und der Polymerisationsstress um 80% reduziert werden. Das Material ist sehr fließfähig, lässt eine Aushärtungstiefe von bis zu 4 mm zu und kann somit in der Bulk-Technik angewendet werden. Zudem gibt SDR laut Herstellerangaben kontinuierlich Fluorid ab, welche nach 15 Wochen ein konstantes Niveau erreicht.

Für die Auswahl der zu untersuchenden Materialien in vorliegender Studie wurde deren Abbindemechanismus berücksichtigt. So wurde als Vertreter für die chemisch härtenden Materialien IRM, für die selbsthärtenden Materialien Cavit und für die lighthärtenden Materialien Clip F ausgewählt. Auch Materialkombinationen wurden im Rahmen dieser Arbeit auf ihre Dichtigkeit getestet. IRM wurde in Kombination mit GIZ in die Kavität eingebracht. Cavit wurde einerseits alleine getestet und andererseits in Kombination mit jeweils GIZ und SDR.

1.5.1 Wirtschaftlicher Gesichtspunkt

Vor allem für die niedergelassenen Zahnärzte ist der Kostenfaktor solcher Materialien ein wichtiger Gesichtspunkt. Etwas höhere Kosten sind mit den in vorliegender Studie untersuchten Materialkombinationen verbunden, insbesondere mit Cavit W/SDR, da schon eine Anwendung von SDR 3,08 € kostet. Für die Kapseln von GIZ, die jeweils nur für eine Anwendung benutzt werden können, zahlt man 1,87 €. Der Preis von Cavit W ist von allen Materialien am niedrigsten und liegt bei 9,42 € für 28 g. Im Vergleich dazu muss für 8 g von Clip F 28,69 € gezahlt werden, also mehr als das Dreifache. IRM ist in der Komplettpackung mit 40 g Pulver und 15 ml Flüssigkeit für 32,95 € erhältlich. Da dieses Material vom Behandler selbst angemischt werden muss, bedarf es im Gegensatz zu den vorgemischten Präparaten wie Cavit einer größeren Menge von IRM. Somit zählt es zu den teuren Materialien.

1.5.2 Aktueller Stand der Wissenschaft

Aufgrund der Vielzahl von temporären Füllungsmaterialien, die in verschiedenen Studien untersucht werden, stellt es sich schwierig dar, einen vergleichenden Überblick zu geben. Im Folgenden sollen insbesondere die Studien, die auf gleiche oder ähnliche Füllungsmaterialien wie in vorliegender Arbeit eingehen, als Vergleich herangezogen werden.

1.5.2.1 *In-vitro* Methoden zur Dichtigkeitsprüfung und Studienergebnisse

Im Rahmen der Dichtigkeitsuntersuchungen finden verschiedene *in-vitro* Methoden in der heutigen Wissenschaft Anwendung. Häufig wird der **Farbstoffpenetrationstest** durchgeführt. Als Farbstoff wird überwiegend Methylenblau, Silbernitratlösung oder Tusche verwendet (Noguera und McDonald, 1990; Prabhakar *et al.*, 2017; Shahi *et al.*, 2010). Nach der Präparation der Zugangskavität und dem Einbringen des Füllungsmaterials werden die Proben einer Thermozyklisierung, die zur Simulation der Temperaturänderungen *in-vivo* dient, unterzogen (Hansen und Montgomery, 1993). Innerhalb einer bestimmten Zeitspanne erfolgt die Lagerung der Proben in einem Bad mit zwei unterschiedlichen Temperaturen. Anschließend werden sie in die entsprechende Farbe eingetaucht und es kann, wie Abbildung 9 veranschaulicht, beurteilt werden, inwieweit die Farbe in das Material eingedrungen ist (Prosowsky und Hülsmann, 2016).



Abbildung 9: Unterschiedliche Eindringtiefe von Methylenblau bei verschiedenen Materialien (links: IRM, Mitte: Cavit G, rechts: GC Caviton (Prabhakar *et al.*, 2017))

Ciftci und Mitarbeiter verglichen die Dichtigkeit der Materialien Cavit-G, Ketac Molar Easymix, IRM und Clip F anhand eines Farbstoffpenetrationstests mit 2% Methylenblau. Nach entsprechender Vorbereitung von 48 extrahierten Zähnen folgte die Thermozyklisierung und die anschließende Penetration mit Methylenblau. Mithilfe einer Diamantensäge wurden die Zähne der Längsachse nach aufgetrennt und nach

ihrer Farbpenetration beurteilt. Die Studie ergab starke Undichtigkeiten bei den Proben mit den Materialien IRM und Ketac Molar Easymix, deren Wattepellet von Methyleneblau verfärbt wurde. Bei Cavit G und Clip F, die sich signifikant zu den anderen Materialien unterschieden, penetrierte der Farbstoff nur innerhalb des Materials (Ciftci *et al.*, 2009). Bestätigende Ergebnisse bezüglich der Dichtigkeit von Clip F finden sich auch in der Studie von Odabas und seinen Mitarbeitern. Clip F wies die beste Dichtigkeit auf und unterschied sich signifikant von den anderen Materialien (Odabas *et al.*, 2009). In einer anderen Studie wurde die Dichtigkeit von Cavit und dem lighthärtenden Material TERM verglichen (Teplitsky und Meimaris, 1988). Die Proben wurden 7 Tage lang in ein Bad mit 10% Methyleneblau getaucht. In 8,3% der Cavit-Proben und in 75% der TERM-Proben kontaminierte Methyleneblau die Pulpakammer. Teplitsky und Mitarbeiter kamen somit zu dem Entschluss, dass Cavit bei einer Mindestschichtstärke von 4 mm einen signifikant dichteren Verschluss schafft. Von heterogenen Ergebnissen berichtete eine andere Studie. Im Vergleich zu den restlichen untersuchten Materialien, unter anderem auch Cavit, wurde durch TERM ein besserer koronaler Verschluss erzielt. Innerhalb der Cavit-Gruppe schnitt bezüglich der Dichtigkeit Cavit-W besser ab als Cavit-G und Cavit. Dennoch bestanden innerhalb dieser Gruppe keine signifikanten Unterschiede (Noguera und McDonald, 1990). In einer weiteren Studie wurden Cavit, IRM und ein Zement auf Polycarboxylatbasis verglichen. Nach einer 10-tägigen Penetration von 2% Methyleneblau zeigte sich unter den Materialien bezüglich ihrer Dichtigkeit kein statistisch signifikanter Unterschied. Im Mittel wurde Cavit 1,1 mm und IRM 1,6 mm mit dem Farbstoff penetriert. Das am Pulpakammerboden eingelegte Wattepellet blieb bei allen Proben vom Farbstoff unberührt (Zmener *et al.*, 2004). In der aktuellsten Studie der Farbstoffpenetrationstests im Jahr 2017 zeigten sich heterogene Ergebnisse. Signifikant besser als Cavit-G und IRM erwies sich GC Cavition, ein zinkoxidbasiertes Material. Prabhakar und Mitarbeiter führten dies auf die hygroskopischen Eigenschaften von GC Cavition zurück. Cavit-G zeigte die größte Undichtigkeit, unterschied sich aber auch nicht signifikant von IRM (Prabhakar *et al.*, 2017).

Der **Flüssigkeitsfiltrationstest** wurde erstmals durch Derkson und Mitarbeiter 1986 beschrieben (Derkson *et al.*, 1986). Nach dem Abtrennen der Krone auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze wird der Zahn auf einem Plexiglasblock befestigt. Wie

Abbildung 10 veranschaulicht, wird eine Kanüle angebracht, die mit einer Filtrationsvorrichtung verbunden ist. Je nach Undichtigkeit wird die Flüssigkeit und die Luftblase, die über eine Mikropipette erzeugt wurde, in der Filtrationsvorrichtung bewegt. In einem festgelegten Intervall kann über die Bewegung der Luftblase die Flüssigkeitspenetration gemessen und somit Undichtigkeiten angegeben werden (Prosowsky und Hülsmann, 2016).

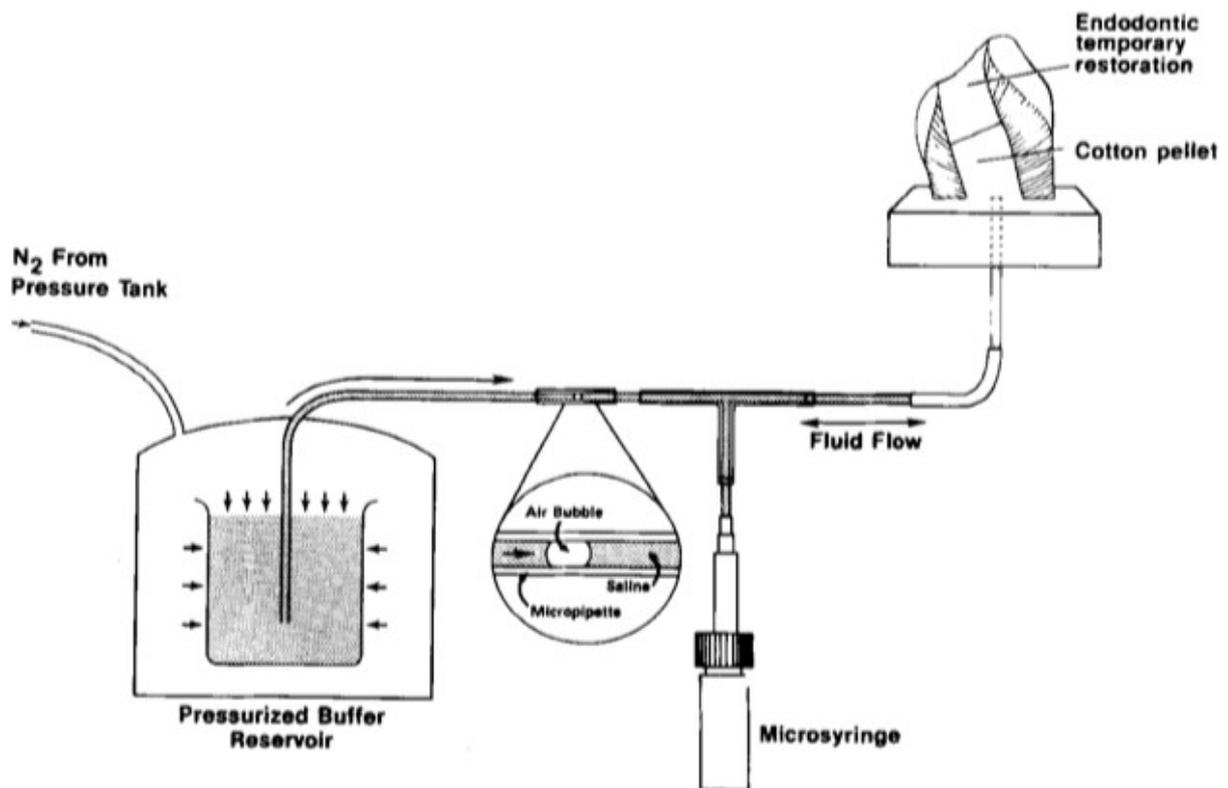


Abbildung 10: Schematischer Aufbau eines Flüssigkeitsfiltrationstests (Anderson et al., 1988)

Turner und Mitarbeiter führten den Flüssigkeitsfiltrationstest an Zähnen durch, die eine Woche zuvor mit einer okklusalen Amalgamfüllung versorgt wurden. Nur in die Zähne mit dichten Amalgamfüllungen wurde eine Zugangskavität präpariert und die temporären Füllungsmaterialien nach Einlage eines Wattepellets eingebracht. Die Studie ergab, dass Cavit, Cavit-G, IRM, TERM und GIZ über einen Zeitraum von zwei Wochen einen exzellenten Verschluss erzielen und keinen signifikanten Unterschied zur Negativkontrolle aufwiesen (Turner et al., 1990). Auch eine andere Studie untersuchte die Dichtigkeit der Füllungsmaterialien Cavit, IRM und TERM. Um eine Schichtstärke von 4 mm zu gewährleisten, wurden Wattepellets in die Zugangskavität eingelegt. Zu festgelegten Zeitpunkten (15 min, 1 h, 24 h, 1 Woche) erfolgten die Messungen. Zusätzlich wurden die Proben thermozyklisch belastet. Bis zu der

Messung nach 24 h bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien. Nach 7 Tagen und der thermozyklischen Belastung jedoch wiesen Cavit und TERM einen signifikant dichteren Verschluss auf als IRM (Anderson *et al.*, 1988). Von ähnlichen Ergebnissen berichteten Koagel und Mitarbeiter, die anhand eines etwas anderen Versuchsaufbaus die Dichtigkeit von Cavit, IRM und zwei lichthärtenden Materialien, Tempit und Tempit-Ultra-F, untersuchten. Die vorbereiteten und abgefüllten Zähne wurden 10 Tage lang feucht gelagert und anschließend einer Thermozyklisierung unterzogen, ehe sie an die Filtrationsvorrichtung angeschlossen wurden. Im Vergleich zu Cavit und IRM war Tempit-Ultra-F signifikant dichter. IRM erwies sich als das undichteste Material, unterschied sich aber nicht signifikant von Cavit (Koagel *et al.*, 2008).

Xu und Mitarbeiter entwickelten 2005 den **Glucosepenetrationstest**, um die Dichtigkeit von Wurzelfüllungsmaterialien zu testen. Als Grundlage für dieses Verfahren diente der Flüssigkeitsfiltrationstest. Glucose ist insbesondere durch das geringe Molekulargewicht gut als Penetrationsindikator geeignet. Der Versuchsaufbau ist auf Abbildung 11 schematisch dargestellt und stellt sich wie folgt dar: Um einen hydrostatischen Druck zu erzeugen, befindet sich die Glucoselösung in einer Plastikröhre koronal des Zahns. Der Zahn befindet sich in einem so präparierten Eppendorf-Gefäß, dass die Wurzelspitze unten herausragt und mit Wachs von der Glucoselösung und dem koronalen Anteil des Zahns abgetrennt ist. Das untere Medium enthält keine Glucose, sondern Natriumazid, das die Proliferation von Mikroorganismen und somit die Zersetzung von Glucose verhindert. Je undichter das zu untersuchende Material ist, desto mehr Glucoselösung penetriert hindurch. Während der Inkubation bei 37° C und 100% Luftfeuchtigkeit werden zu bestimmten Intervallen Proben aus dem unteren Medium entnommen und mit Hilfe eines enzymatischen Verfahrens die Glucosekonzentration photometrisch gemessen (Xu *et al.*, 2005).

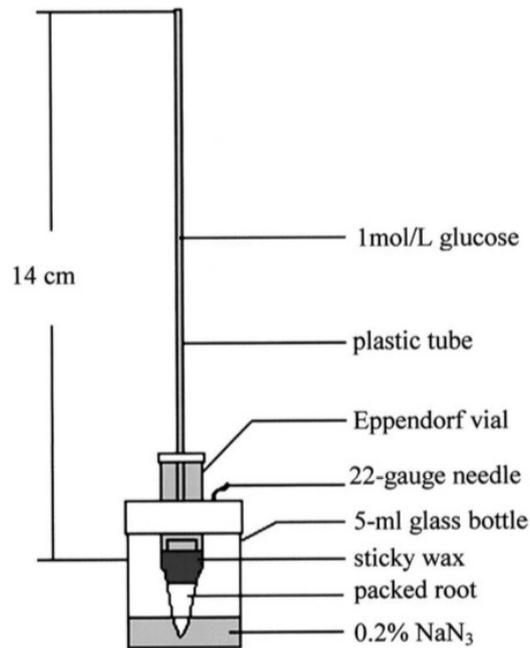


Abbildung 11: Schematischer Aufbau des Glucosepenetrationstests (Xu et al., 2005)

Mit diesem Verfahren untersuchten Kim und Mitarbeiter die Dichtigkeit von zwei temporären Füllungsmaterialien, die jeweils in verschiedenen Schichtstärken (2 mm, 3 mm, 4 mm) in die Kavität eingebracht wurden. Über einen Zeitraum von 6 Wochen wurden die Materialien Caviton, ein zinkoxidbasiertes Material, und IRM verglichen. Nach 24 h, 1, 2, 4 und 6 Wochen erfolgten die Messungen. Aus dieser Studie resultierte, dass Caviton weniger Glucosepenetration zuließ als IRM. Schon nach 24 h stieg die Glucosekonzentration von IRM unabhängig von der Schichtstärke signifikant an. Bei Caviton nahm die Glucosekonzentration bei 2 mm Schichtstärke nach 1 Woche, bei 3 und 4 mm Schichtstärke nach 4 Wochen signifikant zu (Kim et al., 2015).

Als ein weiteres wichtiges Verfahren im Rahmen der Dichtigkeitsuntersuchungen ist der **Bakterienpenetrationstest** zu nennen. Ähnlich wie beim Glucosepenetrationstest beruht das Prinzip dieser Methode auf ein 2-Kammermodell. Barthel und Mitarbeiter verwendeten für die obere Kammer ein mit *Streptococcus mutans* beimpftes Nährmedium. Der Zahn wurde zwischen den zwei Kammern so befestigt und mit Wachs abgedichtet, dass der koronale Anteil und somit die Füllungsmaterialien von *Strep. mutans* penetriert wurden und nur die Wurzelspitze in die untere Kammer mit Nährmedium hineinragte. Während einer Lagerung der Proben bei 37° C wurde täglich überprüft, ob eine Trübung in der unteren Kammer zu sehen

ist. Eine Trübung deutete auf Bakterienwachstum in dem eigentlich keimfreien Medium und der Penetration von *Strep. mutans* durch das jeweilige Füllungsmaterial hin. Barthel und Mitarbeiter untersuchten die Materialien Cavit, IRM, Ketac Fil und erstmals die Kombinationen aus Cavit/Ketac Fil und IRM/Ketac Fil. Die besten Ergebnisse erzielte Ketac Fil, nur eine der 20 Proben wurde über einen Versuchszeitraum von 30 Tagen undicht. Signifikant undichter zu Ketac Fil und IRM/Ketac Fil waren Cavit, IRM und Cavit/Ketac Fil. 14 Proben von Cavit/Ketac Fil, 13 von Cavit und 11 von IRM wurden innerhalb des Versuchszeitraums bakteriell besiedelt. Im Vergleich dazu wurde nur 1 Probe von Ketac Fil und 3 Proben von IRM/Ketac Fil mit *Strep. mutans* kontaminiert. Dass Ketac Fil signifikant bessere Ergebnisse als die Kombination von Cavit und Ketac Fil erzielte, begründeten Barthel und Mitarbeiter mit der Expansion von Cavit und der anschließenden Ablösung von Ketac Fil von den Dentinwänden (Barthel *et al.*, 1999). Im Vergleich dazu berichtete eine weitere Studie von signifikanten Unterschieden zwischen Ketac und der Kombination aus Ketac und Cavit innerhalb eines Zeitraums von 7 Tagen zugunsten der Materialkombination. In dieser Studie waren die Proben der Bakterienlösung nicht durchgehend ausgesetzt, sondern wurden 2-mal am Tag mit *Strep. mutans* beimpft. In einem Zeitraum von 28 Tagen wurden alle 7 Tage die unteren Kammern auf eine Trübung kontrolliert (Hartwell *et al.*, 2010). Eine andere Studie ergab keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Dichtigkeit zwischen der Materialkombination Cavit und Ketac Molar und nur Cavit. Signifikant besser war Cavit in Kombination mit LuxaCore, einem lichthärtenden Material, und der Vorbehandlung der Kavitätenwand mit einer Bondingschicht. Als Versuchsobjekte verwendete diese Studie eigens hergestellte Kompositzylinder, die zur Simulation einer Zugangskavität mit einem Loch modifiziert wurden. Als Bakterium für die obere Kammer kam *E. faecalis* zum Einsatz (Rechenberg *et al.*, 2012). Anhand eines Zahnmodells aus Acryl untersuchten Weston und Mitarbeiter die Abhängigkeit der Dichtigkeit von der Kavitätenpräparation. Die Studie verwendete kein 2-Kammermodell, sondern legte eine Bakterientransfermembran am Kavitätenboden ein und tauchte die Acrylmodelle in eine Bakterienlösung mit *Strep. mutans*. Die Kavitäten der Klasse I wurden mit Cavit der Schichtstärke 4 mm und die Kavitäten der Klasse II mit einer Schichtstärke von 2-3 mm gefüllt. In jede zweite Probe wurde ein halbiertes Wattepellet mit eingelegt. Das in die Kavitäten der Klasse I eingebrachte Cavit wies eine signifikant bessere

Dichtigkeit auf als das Cavit mit geringerer Schichtstärke. Die Anwesenheit von Watterpellets beeinflusste die Dichtigkeit von Cavit nicht (Weston *et al.*, 2008).

Der aktuellen *in-vitro* Studienlage zufolge wurde Cavit schon mit vielen Materialien kombiniert, die Kombination mit SDR erfolgte bisher jedoch noch nicht. Auch der direkte Vergleich von zwei unterschiedlichen Dichtigkeitsmethoden, die in vorliegender Studie durchgeführt wurden, ist in der Literatur noch nicht beschrieben worden.

1.5.2.2 *In-vivo* Methoden zur Dichtigkeitsprüfung und Studienergebnisse

Über *in-vivo* Methoden zur Dichtigkeitsprüfung wird in der Literatur aufgrund der vermutlich schwierigen Umsetzung nur spärlich berichtet. Krakow und Mitarbeiter führten eine Studie, an der 10 Personen teilnahmen, durch. Frontzähne, die bereits endodontisch behandelt waren, wurden durch das Anlegen eines Kofferdams von der Mundhöhle isoliert und mit Alkohol desinfiziert. Für sterile Bedingungen wurde der Bohrer, der zur Wiederherstellung der Zugangskavitäten verwendet wurde, für 5 s über eine Flamme gehalten und die Zugangskavität mit Hilfe von Natriumhypochlorit gereinigt. Nach dem Einlegen eines sterilen Watterpellets in die Kavität wurde das temporäre Füllungsmaterial eingebracht. Nach 1 Woche wurde das Watterpellet entfernt und auf Mikroorganismen untersucht. Die Undichtigkeit der untersuchten Füllungsmaterialien wurde nach der Anzahl der bakteriellen Kolonien in keine, geringe und schwerwiegende Undichtigkeit eingeteilt. 13 von 20 Cavit-Proben wiesen keine Undichtigkeit auf. Auch ein Zinkoxid-Eugenol-Material wurde untersucht und 6 der 7 Proben wiesen keine Undichtigkeiten auf (Krakow *et al.*, 1977). Die guten Ergebnisse dieser beiden Füllungsmaterialien bestätigte eine weitere *in-vivo* Studie. An 51 menschlichen Zähnen wurde nach deren Obturation eine sterile Papiermembran eingelegt und anschließend die Füllungsmaterialien eingebracht. Nach einem Versuchszeitraum von 3 Wochen wurde die Papiermembran entfernt und durchgedrungene Bakterien konnten mikrobiologisch nachgewiesen werden. Keine der 19 Cavit-Proben und nur 1 der 18 IRM-Proben wiesen eine Undichtigkeit auf. Cavit erwies zudem einen signifikant dichteren Verschluss als TERM, einem lichthärtenden Material (Beach *et al.*, 1996).

2 Fragestellung und Zielsetzung

Da temporäre Füllungsmaterialien den Erfolg einer Wurzelkanalbehandlung maßgeblich beeinflussen können, ist es von großer Wichtigkeit, diese genauer zu analysieren. Besonders die Bestimmung der Dichtigkeit stellt einen relevanten Aspekt bezüglich der Materialeigenschaften dar.

Für die Auswahl der zu untersuchenden Materialien in vorliegender Arbeit wurde deren Abbindemechanismus berücksichtigt. So wurde als Vertreter für die chemisch härtenden Materialien IRM und GIZ, für die selbsthärtenden Materialien Cavit W und für die lighthärtenden Materialien Clip F und SDR ausgewählt. Cavit W und Clip F wurden als alleiniges temporäres Füllungsmaterial untersucht. Darüber hinaus erfolgte die Kombination aus IRM/GIZ, Cavit W/GIZ und Cavit W/SDR. Die Kombination Cavit W/SDR wurde bisher in der Literatur noch nicht getestet. Daher lässt sich die erste Arbeitshypothese, dass diese Kombination im Vergleich zu den bisher häufig eingesetzten Materialien wie Cavit W und GIZ bezüglich der Dichtigkeit gleichwertig oder überlegen ist, aufstellen.

Zur Bestimmung der Dichtigkeit wurde zum einen ein Glucosepenetrationstest und zum anderen ein Bakterienpenetrationstest ausgewählt. Hierbei kann ein direkter Vergleich hinsichtlich der Ergebnisse zwischen den beiden Untersuchungsmethoden gezogen werden. Die zweite Arbeitshypothese ist somit, dass mit beiden Untersuchungsmethoden gleichwertige Ergebnisse erzielt werden können.

Die Vorbereitung von natürlichen extrahierten Zähnen für Dichtigkeitsprüfungen von endodontischen Materialien stellt eine zeit- und arbeitsintensive Tätigkeit dar. Diesbezüglich sollen in vorliegender Untersuchung künstliche Kavitäten mit natürlichen Zähnen verglichen werden. So kann eine dritte Arbeitshypothese formuliert werden, welche die Gleichwertigkeit der Ergebnisse bei natürlichen und künstlichen PMMA-Formen beinhaltet

3 Material und Methoden

Zur Untersuchung der Dichtigkeit verschiedener temporärer Füllungsmaterialien in der Endodontie wurden zwei verschiedene Untersuchungsmethoden getestet.

Zum einen kam ein Bakterienpenetrationstest zum Einsatz, mit welchem der Zeitpunkt, bis die Materialien Undichtigkeiten aufwiesen, bestimmt werden konnte. Dabei wurden die Materialien mit einem Nährmedium, das mit Methicillin-resistenten *Staphylococcus aureus* Bakterien (MRSA) angesetzt war, versetzt. Zum anderen wurde ein Glucosepenetrationstest durchgeführt. Da die Glucosekonzentration quantitativ messbar ist, konnte hierbei der Verlauf, bis ein Füllungsmaterial Undichtigkeiten aufweist, dargestellt werden. Beide Untersuchungsmethoden wurden an eigens dafür hergestellte PMMA-Formen, der Bakterienpenetrationstest zusätzlich an extrahierten Zähnen getestet.

3.1 Vorbereitung der Zähne

Für den Bakterienpenetrationstest wurden 85 extrahierte menschliche Frontzähne verwendet. Diese wurden in Ringerlösung (B. Braun, Melsungen, Deutschland), der 0,2% Natriumazid (NaN_3) (Sigma-Aldrich, Saint-Louis, MI, USA) zugesetzt wurde, aufbewahrt. Durch die antibakterielle Wirkung von Natriumazid wurde sichergestellt, dass Keimfreiheit während der Lagerung der Zähne bestand. Die gesammelten Frontzähne wurden nach bestimmten Kriterien selektiert. Die Frontzähne sollten keine kariösen Läsionen im Wurzelbereich aufweisen und noch nicht endodontisch behandelt worden sein. Nach Auswahl der Zähne wurden sie auf einem Sensor eines Intraoralröntgengerätes (Sirona Heliodent, Wals, Österreich) mit Hilfe eines Silikons befestigt und geröntgt, um auch radiologisch zu verifizieren, dass die Kriterien erfüllt sind. Es wurden folgende Röntgenparameter eingestellt: Belichtungszeit 0,08 s, effektive Dosis $2 \mu\text{Sv}$ bei einer Spannung von 60 kV.

Anschließend wurden von der Krone ausgehend die Zähne mit einer Diamanttrennscheibe (Horico Dental, Berlin, Deutschland) auf eine einheitliche Länge von 16 mm gekürzt. Danach erfolgte die Trepanation der Zähne mit einem diamantierten Bohrer (Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland). Dabei wurde darauf geachtet, dass die Kavität 5 mm tief war und einen Durchmesser von 2,5 mm aufwies. Die Kanäleingänge wurden mit Hilfe von Gates-Glidden-Bohrern und Müller-Bohrern

(Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland) dargestellt und erweitert. Die Zugangskavität und der erweiterte Kanal sind schematisch auf Abbildung 12 dargestellt.



Abbildung 12: Gekürzter Zahn schematisch dargestellt mit Zugangskavität 5 x 2,5 mm und mit Gates-Glidden-Bohrern, Müller-Bohrern und reziproken Feilen erweitertem Kanal

Damit Dentinspäne den Kanal apikal nicht verblockten, wurde mit 15 ml einer 3%-igen Natriumhypochloritlösung (NaOCl) (Apotheke Klinikum der Universität, München, Deutschland) gespült. Zusätzlich erfolgte nach der Aufbereitung eine Spülung mit 5 ml einer 20%-igen Natriummethyldiamintetraessigsäure (Apotheke Klinikum der Universität), um die entstandene Schmierschicht zu entfernen und den Eingang der Dentinkanälchen freizulegen. Daraufhin wurden die Zähne bei 121 °C, 2 bar, 15 Minuten lang autoklaviert (Varioklav, HP Medizintechnik GmbH, Oberschleißheim, München).

3.2 Vorbereitung und Herstellung der PMMA-Formen

Zur Herstellung der PMMA-Formen wurde aus rosa Modellierwachs (Schuler-Dental, Ulm, Deutschland) ein leicht konischer, hohler Zylinder, der eine nach oben und unten hin durchgängige Öffnung besaß, hergestellt. Um sich möglichst genau an die Kavitäten der zuvor trepanierten Zähne zu richten, wurde für den Durchmesser der unteren Öffnung 2,5 mm gewählt. Zur oberen Öffnung hin wurde dieser, wie man in den Abbildungen 13 und 14 erkennen kann, größer. Die Gesamthöhe lag bei 1 cm. Der Wachsrohling wurde von einem Laserscanner (3shape D700, Kopenhagen, Dänemark) gescannt und der daraus gewonnene STL-Datensatz wurde an einen 3D-Drucker (Formlabs Inc., Somerville, MA, USA) übermittelt. Dieser fertigte in additiver Technik 200 Duplikate aus dem Material Polymethylmethacrylat (PMMA).

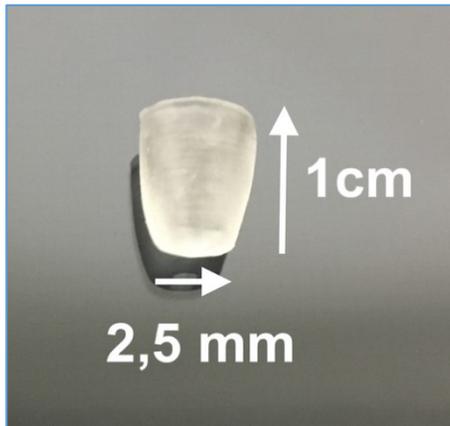


Abbildung 13: PMMA-Form in der Seitenansicht



Abbildung 14: PMMA-Form von oben

3.3 Vorbereitung der Versuchsaufbauten

Für beide Untersuchungsmethoden wurde in den Deckel von 2-ml-Eppendorf-Reaktionsgefäßen (Sarstedt AG & Co, Nürnberg, Deutschland) mit einer Fräse (Frank Dental GmbH, Gmund, Deutschland) eine Öffnung mit einem Durchmesser von 6 mm gefräst. Wie Abbildung 15 zeigt, wurde die konische Spitze der Eppendorf-Reaktionsgefäße mit einer Trennscheibe (Frank Dental GmbH) an einem Technikerhandstück um etwa 5 mm für die Zähne und 7 mm für die PMMA-Formen gekürzt. Auf Abbildung 16 sind Rollrandgläser 5 ml (Wagner & Munz, München, Deutschland) zu sehen, in die, wie später noch erklärt wird, abschließend das Nährmedium bzw. die Glucoselösung gefüllt wurde. Abbildung 17 zeigt, dass in deren Schnappdeckel eine Öffnung gefräst wurde, um anschließend das Eppendorf-Reaktionsgefäß einbringen zu können. Dieses musste mit gewissem Druck durch den Schnappdeckel gedrückt werden, bis der Rand vom Eppendorf-Reaktionsgefäß an den Schnappdeckel angrenzte. Die gefüllten Zähne und PMMA-Formen wurden in die untere Öffnung der Eppendorf-Reaktionsgefäße eingebracht und mit rosa Plattenwachs und rotem Boxing Wachs abgedichtet. Das zusammengesteckte Konstrukt mit jeweils eingebrachter und abgedichteter PMMA-Form bzw. Zahn ist auf Abbildung 18 und 19 zu sehen.

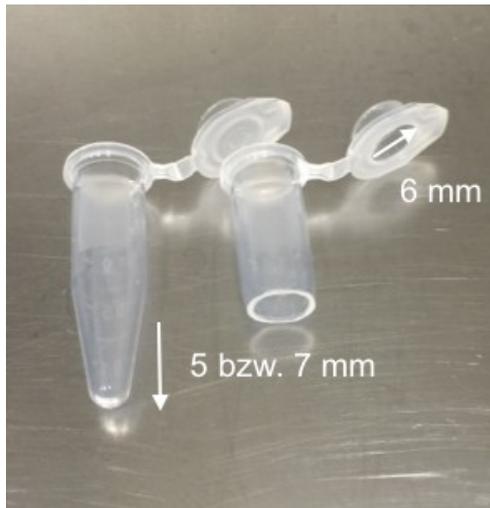


Abbildung 15: Gekürztes Eppendorf-Reaktionsgefäß



Abbildung 16: Rollrandglas 5 ml



Abbildung 17: Schnappdeckel des Rollrandglases mit gefräster Öffnung



Abbildung 18: Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Schnappdeckel zusammengesteckt mit PMMA-Form und abgedichtet mit Boxing Wachs



Abbildung 19: Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Schnappdeckel zusammengesteckt mit Zahn und abgedichtet mit Boxing Wachs

3.4 Bakterienpenetrationstest

In Bezug auf den Versuchsaufbau, der im Folgenden noch näher erläutert wird, gibt es einige wenige Unterschiede zwischen dem Bakterienpenetrationstest und dem Glucosepenetrationstest. Für Ersteren musste ein mit Antibiotikum versetztes

Nährmedium hergestellt werden, das sicherstellt, dass ausschließlich MRSA in diesem Versuch zu berücksichtigen ist.

3.4.1 Herstellung des Nährmediums

Keime, die in der Raumluft enthalten sein können oder noch in den extrahierten Zähnen trotz sorgfältiger chemomechanischer Aufbereitung vorzufinden waren, hätten das Ergebnis verfälschen können. Durch Hinzufügen eines Antibiotikums zu dem Nährmedium konnten diese eliminiert werden. Die Konzentration der beigefügten Antibiotika richtete sich nach den zuvor ermittelten minimalen Hemmkonzentrationen (MIC). Um die benötigte Antibiotikakonzentration zu definieren, wurden die minimalen Hemmkonzentrationen für zwei typische oralpathogene Bakterienspezies ermittelt. Dabei kamen *Streptococcus mutans* (DSM 20523, DSMZ, Braunschweig, Deutschland) und *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (DSM 11123, DSMZ, Braunschweig, Deutschland) sowie die Antibiotika Ciprofloxacin und Ampicillin zum Einsatz. Diese beiden Stämme sind als Typstämme der beiden Bakterienspezies beschrieben.

Strep. mutans ist ein grampositives, *A. actinomycetemcomitans* ein gramnegatives Bakterium. Beide sind oralpathogene Bakterien, die einerseits zur Entstehung einer kariösen Läsion beitragen (*Strep. mutans*) und andererseits zu den Markerkeimen bei aggressiven Parodontitisformen zählen (*A. actinomycetemcomitans*). Die Bakterien wurden zuvor als Kultur angelegt, indem *Strep. mutans* auf Columbia-Agar Platten (Becton Dickinson GmbH, Heidelberg, Deutschland) und *A. actinomycetemcomitans* auf Schaedler Platten (Becton Dickinson GmbH) mit Hilfe eines Dreiösenausstriches aufgetragen und anschließend für 2 Tage in einem CO₂-Inkubator (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA) bei 37° C, 5,8% CO₂ und 60% relativer Luftfeuchtigkeit bebrütet wurden.

Mit einem Etest (Epsilometertest) auf Ampicillin und Ciprofloxacin (bioMérieux SA, Marcy l'Etoile, Frankreich) sollte geprüft werden, welche Konzentrationen des jeweiligen Antibiotikums nötig sind, damit kein Wachstum bei *Strep. mutans* und *A. actinomycetemcomitans* vorlag. Der Etest stellt sich als schmaler Reagenzstreifen dar und enthält das Antibiotikum, dessen Konzentration vom unteren bis zum oberen Ende exponentiell steigt. Das Antibiotikum Ampicillin ist ein Aminopenicillin, das vor allem gegenüber grampositiven Bakterien wie z. B. *Strep. mutans* eine gute Wirksamkeit

aufweist. Es gehört zu der Gruppe der β -Lactam-Antibiotika, welche die bakterielle Zellwandsynthese hemmen. Ciprofloxacin wirkt gegenüber den meisten grampositiven und gramnegativen Bakterien wie z. B. *A. actinomycetemcomitans* und wird der Gruppe der Gyrasehemmer zugeordnet. Diese haben einen hemmenden Effekt auf die Gyrase in den Bakterien, die für die Entwindung des DNA-Doppelstrangs zuständig ist (Hof und Dörries, 2014).

Die drei Bakterienspezies, welche zuvor in einem Nährmedium gelöst worden waren, wurden auf Columbia-Agar Platten (Becton Dickinson, für *Strep. mutans*, MRSA) und Schaedler Platten (Becton Dickinson, für *A. actinomycetemcomitans*) je zweimal mit einem Spatel in T-Form (VWR International GmbH, Darmstadt, Deutschland) ausplattiert. Dann wurde ein Etest-Reagenzstreifen für jeweils Ampicillin und Ciprofloxacin, wie auf den Abbildungen 20-25 zu sehen ist, hinzugefügt. Nach einer 24-stündigen Inkubationszeit (37° C, 5,8% CO₂, 60% relative Luftfeuchtigkeit) ließ sich erkennen, dass das Bakterienwachstum in einem bestimmten Bereich durch die Diffusion des Antibiotikums in den Agar gehemmt wurde. Die minimale Hemmkonzentration (MIC) konnte auf dem Reagenzstreifen abgelesen werden. Diese Antibiotikakonzentration war somit mindestens nötig, um kein Bakterienwachstum zuzulassen. Wie in Abbildungen 24 und 25 ersichtlich bildete sich bei MRSA kein Hemmhof, da MRSA resistent gegen Ampicillin und Ciprofloxacin ist.

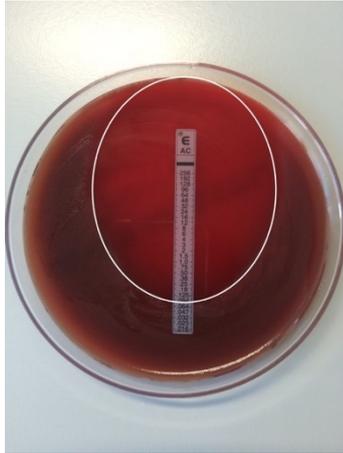


Abbildung 20: Etest® Ampicillin mit eingezeichnetem Hemmhof bei *Strep. mutans*

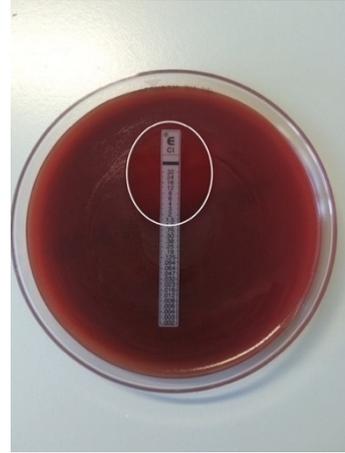


Abbildung 21: Etest® Ciprofloxacin mit eingezeichnetem Hemmhof bei *Strep. mutans*

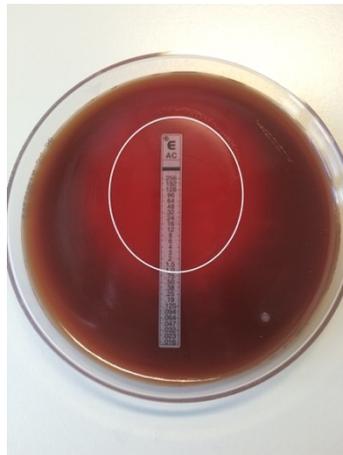


Abbildung 22: Etest® Ampicillin mit eingezeichnetem Hemmhof bei *A. actinomycetemcomitans*

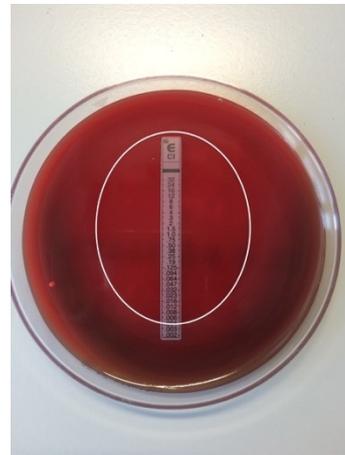


Abbildung 23: Etest® Ciprofloxacin mit eingezeichnetem Hemmhof bei *A. actinomycetemcomitans*



Abbildung 24: Etest® Ampicillin bei MRSA, kein Hemmhof vorhanden

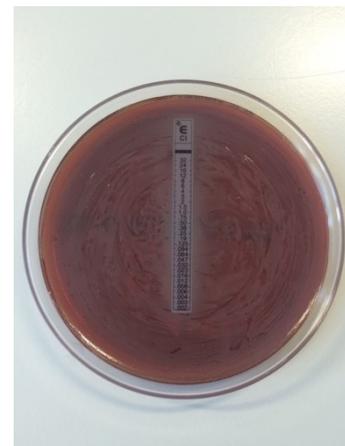


Abbildung 25: Etest® Ciprofloxacin bei MRSA, kein Hemmhof vorhanden

Auf diesen Erkenntnissen basierend wurden 3 Brain Heart Infusion (BHI) Nährmedien (Becton Dickinson GmbH, Heidelberg, Deutschland) mit 10 µg/ml Ampicillin (ratiopharm GmbH, Ulm, Deutschland), 10 µg/ml Ciprofloxacin (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland) jeweils mit *Strep. mutans*, *A. actinomycetemcomitans* und MRSA versetzt. Ampicillin ist ein Fertigarzneimittel, das als Pulver (5,0 g) mit 50 ml H₂O (Diaco, Triest, Italien) zur Herstellung einer Injektionslösung aufgelöst werden musste. Um für 50 ml BHI-Nährmedium die gewünschte Konzentration von 10 µg/ml zu erhalten, wurden 5 µl von der Ampicillininjektionslösung hinzugegeben. Ciprofloxacin war bereits als Infusionslösung mit einer Konzentration von 2 mg/ml erhältlich. Davon wurden 250 µl zu dem BHI-Nährmedium gegeben, um auch hier die Konzentration von 10 µg/ml zu erreichen. Wie man auf Abbildung 26 erkennen kann, wurde das Bakterienwachstum von *Strep. mutans* und *A. actinomycetemcomitans* bei einer Konzentration von 10 µg/ml der beiden Antibiotika verhindert. Die Flüssigkeit mit diesen zwei Bakterienarten erschien genauso klar wie das sterile BHI-Nährmedium im rechten Gefäß, welches ohne jeglichen Zusatz von Bakterien als Negativkontrolle fungierte. Der MRSA-Keim dagegen vermehrte sich trotz der hohen Antibiotikakonzentration weiter, wie die Trübung im linken Gefäß in Abbildung 26 veranschaulicht.

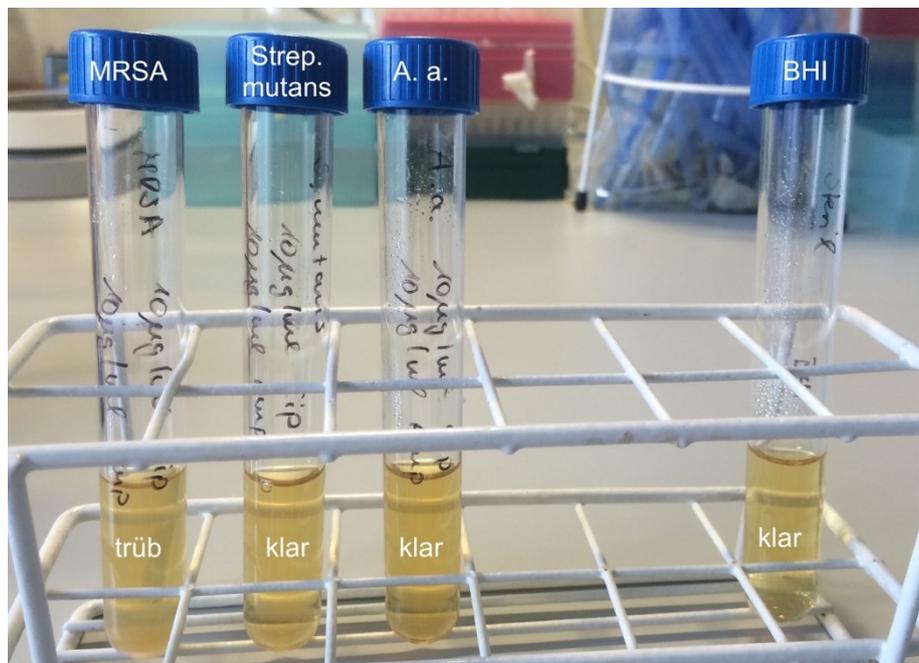


Abbildung 26: MRSA, *Strep. Mutans*, *A. actinomycetemcomitans* in einem mit 10 µg/ml Ampicillin und 10 µg/ml Ciprofloxacin angesetztem BHI-Nährmedium und steriles BHI-Nährmedium (von links nach rechts)

3.4.2 Versuchsaufbau

Der Bakterienpenetrationstest wurde mit 85 extrahierten Frontzähnen sowie mit den PMMA-Formen durchgeführt.

Abbildung 27 zeigt, dass zuerst in die zuvor aufbereiteten Zähne Calciumhydroxid (CaOH₂) (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) als medikamentöse Einlage 7 mm von apikal nach koronal mit einer Endo-Kanüle (VMK, Dilbeek, Belgium) in die Kanäle appliziert wurde.



Abbildung 27: Zahn von apikal 7mm mit Ultracal gefüllt

Zähne und PMMA-Formen wurden gleichermaßen gefüllt: Jeweils 5 davon wurden mit keiner temporären Füllung versorgt, dies entspricht der Negativkontrolle des Versuchs. Als Positivkontrolle wurden jeweils 5 Zähne und PMMA-Formen mit Boxing Wachs 5 mm hoch mit Hilfe eines Kugelstoppers gefüllt. Wie man in Tabelle 2 sehen kann, betrug die Gruppengröße der untersuchten Materialien 15 Zähne bzw. PMMA-Formen.

Gruppe	Anzahl	Material	Chargenbezeichnung
1	5	- (Negativkontrolle)	-
2	5	Boxing Wachs (Positivkontrolle)	LOT 2059446
3	15	Cavit W	LOT 618059
4	15	Cavit W/GIZ	LOT 624122
5	15	Cavit W/SDR	LOT 1604000968
6	15	IRM/GIZ	LOT 1606000692
7	15	Clip F	LOT 1615395

Tabelle 2: Gruppeneinteilung und Chargenbezeichnung

Die Proben der dritten Gruppe wurden mit Cavit W (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) 5 mm hoch mittels eines Heidemannspatels und eines Kugelstoppers gefüllt. Zum Aushärten des Materials wurde mit einem nassen Wattepellet auf die Kavität getupft.

Für die Proben der vierten Gruppe wurden in jede Form basal mittels eines Kugelstoppers 3 mm Cavit W appliziert und mit einer 2 mm hohen Schicht eines hochviskösen GIZ bedeckt. Dafür wurde das Material Ketac Molar Aplicap (3M Deutschland GmbH) verwendet, welches in Kapseln mit definiertem Mischungsverhältnis geliefert wird. Die Kapsel wurde für 2 s aktiviert, und 12 s in einem Anmischgerät (silamat mix, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) gemischt und mittels einer Applikationszange in die schon mit Cavit gefüllte Kavität eingebracht und kondensiert.

Die Proben der fünften Gruppe wurden mit Cavit W 3 mm basal und mit SDR (Dentsply Sirona, York, PA, USA) 2 mm hoch gefüllt. SDR ist ein Bulkfill-Komposit, das ein Polymerisieren von Schichten bis zu 4 mm zulässt. Die niedrige Viskosität ermöglicht ein Anfließen an die Wände der Kavität und eine Oberfläche, die sich selbst glättet. Nachdem Cavit W appliziert worden war, wurde zum Konditionieren Scotchbond Universal (3M Deutschland GmbH) in der Kavität des Zahns 20 s lang einmassiert und 10 s mit UV-Licht gehärtet. Scotchbond Universal ist ein einschrittiges Universaladhäsiv, welches den adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Komposit herstellt, mit allen Applikationstechniken eingesetzt werden kann und für direkte und indirekte Versorgungen geeignet ist. Anschließend wurde SDR in die Kavität mit Hilfe einer Applikatorpistole eingefüllt und 20 s lang polymerisiert.

Die Proben der sechsten Gruppe wurden mit IRM (Dentsply Sirona, York, PA, USA) und Ketac Molar Aplicap gefüllt. IRM ist ein zinkoxid-eugenolhaltiges, temporäres Füllungsmaterial. Das IRM Pulver wurde mit der Flüssigkeit nach Herstellerangaben auf einer Glasplatte angemischt, mit einem Heidemannspatel und einem Kugelstopfer 3 mm hoch in die Kavität eingebracht. Analog zu der zweiten Gruppe wurde eine 2 mm hohe Schicht von Ketac Molar Aplicap in die mit bereits IRM gefüllte Kavität eingebracht.

Die Proben der letzten Gruppe wurden mit Clip F (voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) in einer 5 mm hohen Schicht befüllt und anschließend 20 s lichtgehärtet. Clip F ist ein lichthärtendes Material für temporäre Füllungen aller Art.

Wie in Abschnitt 3.3 bereits erläutert, wurden die gefüllten Zähne und PMMA-Formen kräftig in die davor präparierten Eppendorf-Reaktionsgefäße gedrückt, so dass ein Teil der Wurzel und der PMMA-Form an der unteren Öffnung des Eppendorf-Reaktionsgefäßes herausragte und das Eppendorf-Reaktionsgefäß sich an die Form des Zahns bzw. der PMMA-Form anpasste. Zur besseren Abdichtung wurde der Übergang von Zahn bzw. PMMA-Form zum Eppendorf-Reaktionsgefäß mit heißem rosa Plattenwachs dicht verschlossen und nach Abkühlung zusätzlich mit Boxing Wachs abgedichtet. Wie Abbildung 28 und 29 zeigen, wurden die Rollrandgläser und somit die untere Kammer mit 3,5 ml des mit Antibiotikum versetzten Nährmediums gefüllt.

Jedes Eppendorf-Reaktionsgefäß, im Folgenden obere Kammer genannt, wurde mit einem mit MRSA versetztem Nährmedium befüllt. Hierfür wurden MRSA Kolonien, welche zuvor auf insgesamt drei Columbia-Agar Platten angezüchtet wurden, abgetragen und in 500 µl 0,9% Natriumchloridlösung (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland) eingerieben. Anschließend wurden 100 ml des mit Antibiotika versetzten Nährmediums hinzugegeben und 500 µl der entstandenen Bakterienlösung in die oberen Kammern pipettiert.

Die fertige Konstruktion ist auf Abbildung 28 und 29 zu erkennen. Der Versuchsaufbau wurde schließlich in den CO₂-Inkubator (Thermo fisher scientific, Waltham, MA, USA) (37° C, 5,8% CO₂) gestellt. Um einer Verdunstung der Flüssigkeit in der oberen Kammer entgegenzuwirken, wurde die Luftfeuchtigkeit auf 100% eingestellt.



Abbildung 28: Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Zahn und Rollrandglas fertig gefüllt und zusammengesteckt

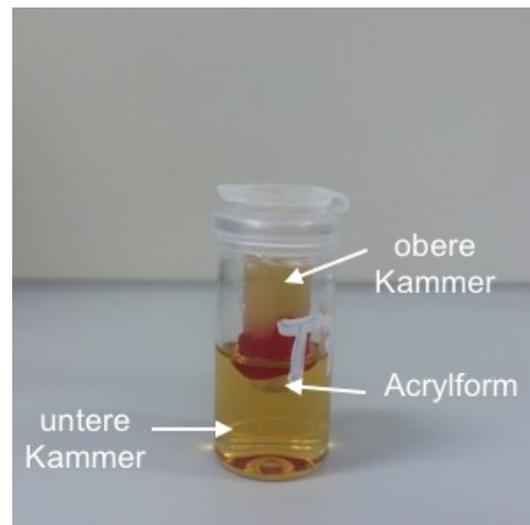


Abbildung 29: Eppendorf-Reaktionsgefäß mit PMMA-Form und Rollrandglas fertig gefüllt und zusammengesteckt

Der Versuchszeitraum betrug 28 Tage. Um die Lebensfähigkeit von MRSA zu gewährleisten, wurde alle 4 Tage das mit MRSA versetzte Nährmedium der oberen Kammer mit einer Vakuumpumpe (ADIL Instruments, Schiltigheim, Frankreich) abgesaugt und wieder neu befüllt.

Während des Versuchs wurde der Zeitpunkt bestimmt, zu dem eine Trübung in dem mit Antibiotika angesetzten Nährmedium in der unteren Kammer des Rollrandglases erkennbar war. Der Tag der Trübung wurde notiert und die trübe Antibiotikallösung mit einer Impföse (VWR International GmbH, Darmstadt, Deutschland) aufgenommen und auf einer Columbia-Agar Platte ausgestrichen. Nach einer Bebrütung von 24 h im CO₂-Inkubator wurden die Kolonien der Keime auf der Columbia-Agar Platte sichtbar. Diese wurden mit Hilfe einer Impföse auf eine CHROMagar Platte MRSA II (Becton Dickinson GmbH) aufgetragen, welche als selektives Differenzierungsmedium zum direkten Nachweis von MRSA dient. In Anwesenheit von Cefoxitin, ein Antibiotikum, das in den Platten enthalten ist, kann MRSA chromogene Substrate verwerten. Dabei entstehen rosa bis hellviolette Kolonien, die sich gut auf den Platten differenzieren lassen. Wie man auf Abbildung 30 sehen kann, färbten sich die aufgetragenen Kolonien nach 24 h im CO₂-Inkubator (Thermo fisher scientific, Waltham, MA, USA) bei 37° C rosa bis hellviolett. Dies diente zur Verifizierung, dass die Trübung von MRSA verursacht wurde und somit keine Verunreinigungen vorlagen. Diejenigen Proben, die bis Tag 28 des Versuchs keine Trübung aufwiesen, wurden auch mit Hilfe

einer Impföse auf Columbia-Agar Platten ausgestrichen und auf Sterilität geprüft. Nach 24 h wurden die Platten auf Bakterienwachstum kontrolliert.



Abbildung 30: CHROMagar Platte MRSA II zum Nachweis von MRSA-Keimen

3.5 Glucosepenetrationstest

Um bei den temporären Füllungsmaterialien den Verlauf bis zur Undichtigkeit darzustellen, kam ein Versuchsaufbau, der auf die Penetration von Glucose durch die temporären Füllungsmaterialien beruht, zum Einsatz. Dieser wird Glucosepenetrationstest genannt. Abbildung 31 zeigt den schematischen Aufbau für diesen Test in vorliegender Studie.

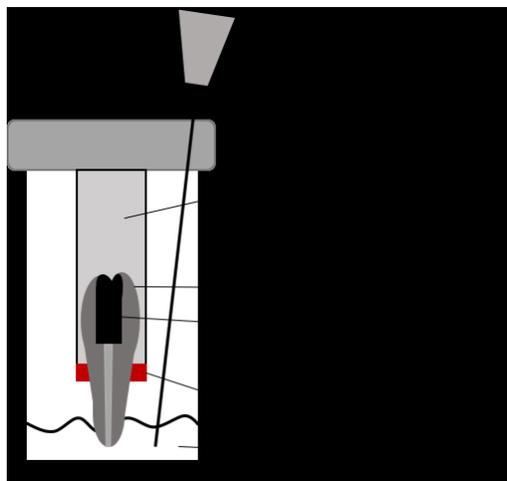


Abbildung 31: Schematischer Aufbau des Glucosepenetrationstests

3.5.1 Versuchsaufbau

Es wurden 85 PMMA-Formen hergestellt, die analog zum Bakterienpenetrationstest (siehe 3.4.2) mit den gleichen Materialien gefüllt und auf dieselbe Weise zusammengebaut wurden. Nach dem Zusammenfügen der einzelnen Teile (Eppendorf-Reaktionsgefäß, Rollrandglas, Schnappdeckel) wurde in jedes Rollrandglas mit Hilfe einer Kanüle der Größe 0,50 x 40 mm (B. Braun, Melsungen, Deutschland) 3,5 ml destilliertes H₂O, welches zu 0,2% NaN₃ enthielt, gefüllt. Die Kanüle ermöglichte das Befüllen und Entnehmen der Flüssigkeit von der unteren Kammer im Versuchsverlauf und wurde, wie auf Abbildung 32 zu sehen ist, zuvor vorsichtig durch den Schnappdeckel des Rollrandglases gestochen. Für die Herstellung einer 1 M Glucoselösung für die obere Kammer wurde 180 g Glucose (Sigma-Aldrich, St. Louis, MI, USA) in 1 l H₂O gelöst. Dieser Lösung wurde zusätzlich noch 0,2% NaN₃ hinzugegeben und anschließend in die obere Kammer bis zum Rand des Eppendorf-Reaktionsgefäßes eingefüllt. Danach wurden die einzelnen Rollrandgläser in den CO₂-Inkubator (Thermo fisher scientific) bei 37° C, 100% Luftfeuchtigkeit und 5,8% CO₂ gestellt, wie auf Abbildung 33 zu erkennen ist.

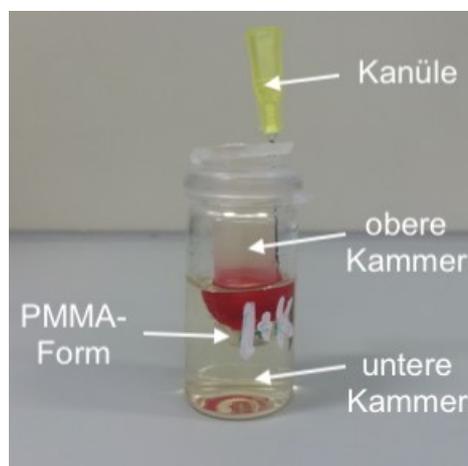


Abbildung 32: Rollrandglas mit durch den Schnappdeckel gestochener Kanüle



Abbildung 33: fertige Versuchsaufbauten im CO₂-Inkubator

Wie beim Bakterienpenetrationstest betrug der Versuchszeitraum 28 Tage. Wenn das temporäre Füllungsmaterial undicht wurde, penetrierte Glucose von der oberen Kammer in die untere Kammer und konnte dort nach einer Probenentnahme nachgewiesen werden. Die Probenentnahmen aus der unteren Kammer erfolgten in der ersten Woche jeden Tag, in der zweiten Woche jeden zweiten Tag und in dritter und vierter Woche jeden dritten Tag. Hierfür wurde zu den 3,5 ml H₂O mit 0,2% NaN₃, die sich in der unteren Kammer befanden, zuerst etwa 200 µl der gleichen Flüssigkeit mit einem Spritzenkörper (Becton Dickinson, Franklin Lakes, USA) über die Kanüle hinzugegeben und das Rollrandglas geschwenkt. Anschließend wurde mit einem neuen Spritzenkörper eine Probe von 200 µl der unteren Kammer entnommen. Die Flüssigkeit wurde in ein kleines Eppendorfreaktionsgefäß (0,5 ml, Sarstedt, Nürnberg, Deutschland) gefüllt und beschriftet, um die Proben zuordnen zu können.

3.5.2 Messtechnik zur Bestimmung der Glucosekonzentration

Das Glucose (HK) Assay Kit (Sigma-Aldrich, Saint Louis, MI, USA) dient zur quantitativen, enzymatischen Bestimmung von Glucose. In vorliegender Studie konnte hiermit die Glucosekonzentration in der unteren Kammer des Rollrandglases

photometrisch bestimmt werden. Abbildung 34 zeigt, dass Glucose von Adenosintriphosphat (ATP) phosphoryliert und die gesamte Reaktion durch das Enzym Hexokinase katalysiert wird. Glucose-6-phosphat entsteht, welches in der Gegenwart von oxidiertem Nikotinamidadenindinukleotid (NAD) und Glucose-6-phosphatdehydrogenase (G-6-PDH) als Katalysator zu 6-Phosphogluconat oxidiert. Während dieser Oxidation wird eine gleiche Menge an NAD zu NADH/H⁺ reduziert. Ein Glucosemolekül entspricht somit einem NADH/H⁺. Im Gegensatz zu NAD kann NADH/H⁺ photometrisch bei einer Extinktion von 340 nm mit dem ELISA-Reader (Thermo Electron Corporation, Vantaa, Finnland) gemessen werden.

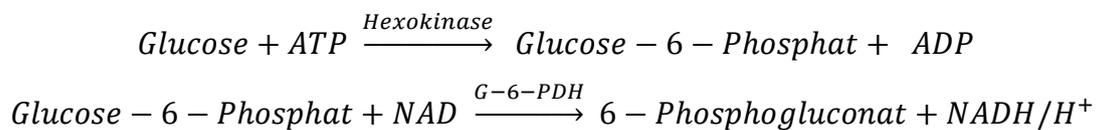


Abbildung 34: Reaktionsgleichung

Das Glucose Assay Reagenz enthielt 1,5 mM NAD, 1,0 mM ATP und die Enzyme 1,0 U/ml Hexokinase und 1,0 U/ml Glucose-6-phosphatdehydrogenase. Nachdem die Reagenzien vollständig in 20 ml H₂O gelöst worden waren, wurde je 100 µl in die Vertiefungen einer 96 Well Platte (Greiner Bio-One, Kremsmünster, Österreich) pipettiert. Dazu wurden jeweils 10 µl einer jeden Probe hinzugegeben. Zudem wurde ein im Glucose Assay Kit enthaltener Standard (Glucose 1,0 mg/ml) im Verhältnis 1:2 jeweils mit 50 µl destilliertem H₂O verdünnt. Es entstanden die Konzentrationen 1,0 g/l, 0,5 g/l, 0,25 g/l, 0,125 g/l und 0,0625 g/l. Diese und der Leerwert (reines destilliertes H₂O) wurden auch zu je 10 µl in die Well Platte pipettiert. Die Well Platte wurde daraufhin für 15 min bei 37° C inkubiert, damit die oben beschriebene Reaktion ablaufen konnte.

Nach der photometrischen Messung ermöglichten die Werte, die sich durch die Verdünnungsreihe des Standards und des Blanks ergaben, die Erstellung einer Eichkurve. Diese Kurve nahm die Form einer linearen Funktion $y = a \cdot x + b$ an, welche mit Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, Washington, USA) visualisiert werden konnte. Durch Einsetzen der photometrischen Werte und Umformen der

Formel nach x ($x = \frac{y-b}{a}$) konnten die Glucosekonzentrationen der einzelnen Proben ermittelt werden.

3.6 Statistische Auswertung

Da beim Bakterienpenetrationstest eine hohe Streuung der Ergebnisse vorlag, wurde zur Darstellung der Ergebnisse ein Box-Whisker-Plot, auch Kastengrafik genannt, gewählt. Der Kasten (box) enthält 50% aller Werte und liegt zwischen dem 25% und dem 75% Perzentils. In der Mitte des Kastens gibt eine schwarze Linie den Median an. Im Gegensatz zum arithmetischen Mittel ist der Median unempfindlich gegenüber Ausreißern. Die Linien oberhalb und unterhalb des Kastens werden auch als Fühler (whisker) bezeichnet und stellen die Ausreißer der Ergebnisse und somit den Minimal- und Maximalwert dar. Zusätzlich wurde zur graphischen Veranschaulichung beim Bakterienpenetrationstest ein Liniendiagramm erstellt, das die Anzahl der undichten Proben prozentual aufzeigt.

Beim Glucosepenetrationstest wurde zu jeder Messung der Mittelwert der Glucosekonzentration und die dazugehörige Standardabweichung berechnet. Für den Mittelwert, sprich das arithmetische Mittel, wurden die Glucosekonzentrationen der einzelnen Proben für jedes getestete Material zusammengezählt und durch die Anzahl der Proben (15) dividiert. Anschließend erfolgte die Berechnung der Standardabweichung, die sich aus der Wurzel der Varianz ($var(x) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}$) berechnen lässt. Darüber hinaus wurde ein Diagramm erstellt, das den Zeitverlauf der Glucosekonzentration besser veranschaulicht. Sobald die Glucosekonzentration eines Graphen schlagartig zunimmt, deutet dies auf undichte Probe hin.

Vorliegende Daten beider Untersuchungsmethoden wurden mit Hilfe des Shapiro-Wilks-Tests auf Normalverteilung ($p > 0,05$) geprüft. Anschließend wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test der Unterschied zwischen den Gruppen bestimmt. Unterschieden sich die Versuchsgruppen signifikant ($p < 0,05$), erfolgte der Dunn-Bonferroni-Test als Post-hoc-Test. Wurde kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) festgestellt, kam der Mann-Whitney-U-Test zusätzlich zum Einsatz. Dabei war es erforderlich, eine Korrektur des Alpha-Fehlers nach Bonferroni anzuwenden. Dafür wurde der Alphafehler ($p < 0,05$) durch die Anzahl der untersuchten Materialien geteilt:

$p^* = 0,05/5 = 0,01$. War der Wert p kleiner als p^* , so unterschieden sich die zwei untersuchten Materialien signifikant.

Um darüber hinaus festzustellen, ob der Unterschied zwischen den Gruppen als bedeutend eingestuft werden kann, wurde mithilfe des Korrelationskoeffizienten r die Effektstärke bestimmt ($r = \left| \frac{z}{\sqrt{n}} \right|$). z entspricht der asymptotischen Signifikanz, n der Stichprobengröße. Die Größe des Effekts kann nach der Einteilung von Cohen beurteilt werden (Cohen, 1992):

$r = 0,10 \rightarrow$ *schwacher Effekt*

$r = 0,30 \rightarrow$ *mittlerer Effekt*

$r = 0,50 \rightarrow$ *starker Effekt*

Jegliche statistischen Auswertungen wurden mit dem Statistik-Programm SPSS (Version 24.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) und Excel (Version 15.30, Microsoft, Redmond, MA, USA) berechnet und dargestellt.

4 Ergebnisse

4.1 Minimale Hemmkonzentrationen der verwendeten Bakterien

Um die Antibiotikakonzentration für die verwendete Lösung im Bakterienpenetrationstest zu bestimmen, kamen Etests zum Einsatz. Für den Etest mit Ampicillin betrug die minimale Hemmkonzentration (MIC) bei *Strep. mutans* 0,094 µg/ml. Bei *A. actinomycetemcomitans* dagegen wurde eine Konzentration von 1,0 µg/ml benötigt, um dessen Wachstum zu hemmen. Der Etest mit Ciprofloxacin bewirkte, dass schon ab einer Konzentration von 0,004 µg/ml bei *A. actinomycetemcomitans* und ab einer Konzentration von 1,0 µg/ml bei *Strep. mutans* kein Wachstum mehr vorlag.

Im Rahmen des Bakterienpenetrationstests wurde für das Nährmedium die Konzentration von 10 µg/ml Ampicillin und 10 µg/ml Ciprofloxacin festgelegt.

4.2 Bakterienpenetrationstest

Der Bakterienpenetrationstest wurde an den extrahierten Zähnen sowie an den PMMA-Formen durchgeführt. Diese Ergebnisse werden im Folgenden separat voneinander aufgeführt.

Für die extrahierten Zähne wurde zur besseren Darstellung der Ergebnisse, wie Abbildung 35 zeigt, ein Box-Whisker-Plot erstellt. Die Anzahl der Tage bis die Proben der Materialien Undichtigkeiten aufwiesen, lässt sich auf der y-Achse ablesen. Wie viele Proben bis zum Ende des Versuchszeitraums, also nach 28 Tagen, noch dicht geblieben sind, ist als Zahl in Klammern oberhalb der Box-Whisker-Plots angegeben.

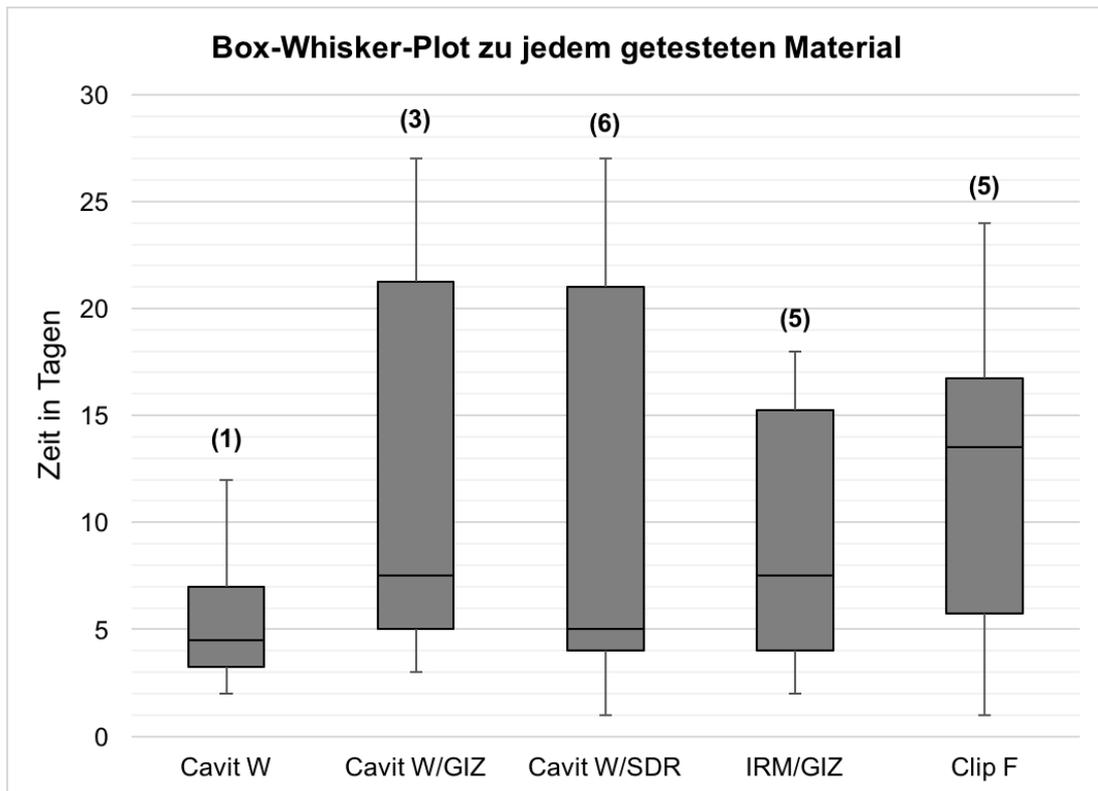


Abbildung 35: Box-Whisker-Plot zu jedem getesteten Material, Zahl oberhalb der Fühler entspricht der Anzahl der dichten Proben am Ende des Versuchszeitraums

In Abbildung 36 ist ein Liniendiagramm zur graphischen Veranschaulichung der Ergebnisse zu sehen. Die prozentuale Angabe der undichten Proben lässt sich auf der y-Achse, die Zeit auf der x-Achse ablesen. Je steiler der Graph innerhalb eines Tages steigt, desto mehr Proben wurden an diesem Tag undicht. Wurden nicht alle Proben bis zum Ende des Versuchszeitraums undicht, erreicht der Graph an Tag 28 nicht die 100%. Die 5 Proben der Negativkontrolle zeigten spätestens ab Tag 10 Undichtigkeiten. Nur eine Probe der Positivkontrolle blieb bis zum Ende des Versuchs dicht.

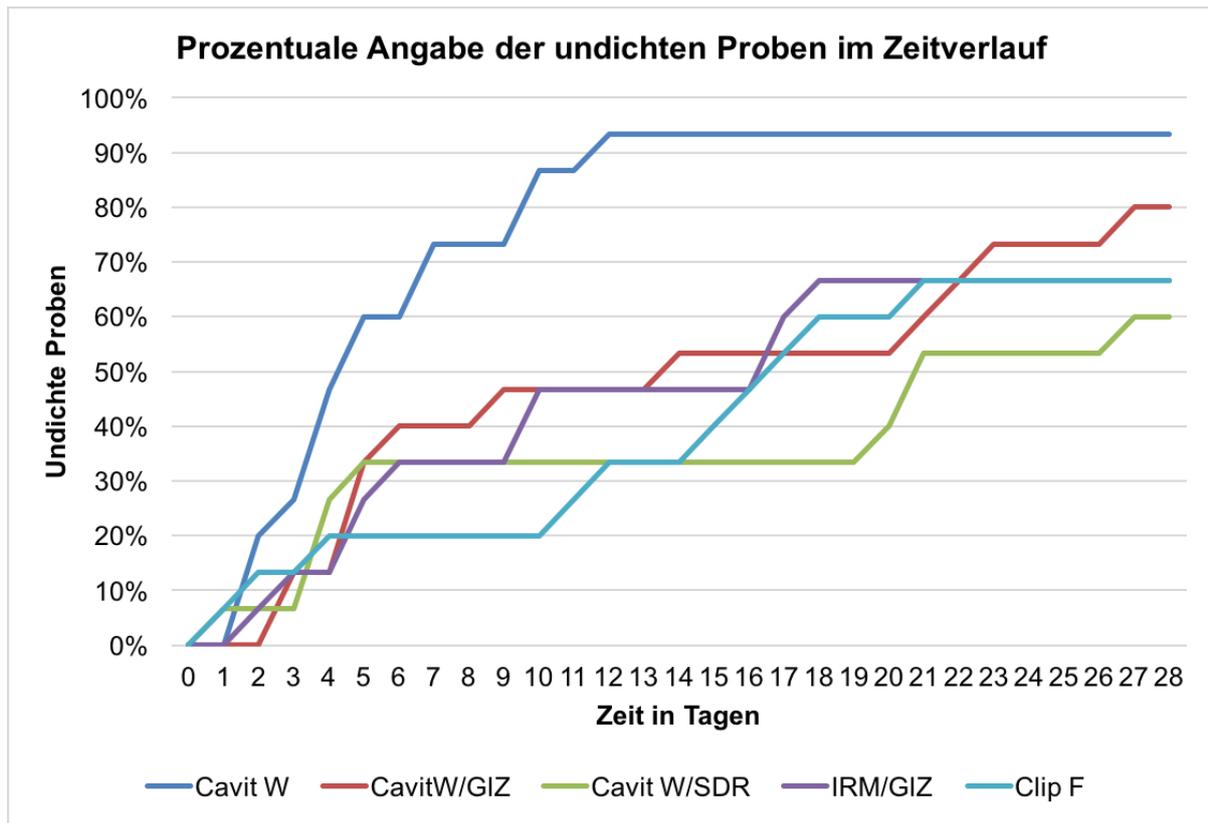


Abbildung 36: Undichte Proben aller getesteten Materialien als Prozentangabe im Zeitverlauf. Jeder dargestellte Graph entspricht einem Material; je mehr Proben undicht wurden, desto größer ist die Steigung des Graphen.

Mit Hilfe des Shapiro-Wilks-Tests wurden die vorliegenden Daten auf Normalverteilung geprüft. Dieser ergab, dass die einzelnen Gruppen nicht normalverteilt waren ($p < 0,0001$). Um zentrale Unterschiede zwischen den Materialien festzustellen, wurde der nicht parametrische Kruskal-Wallis-Test angewandt. Dieser ermittelte, dass zwischen den Materialien kein signifikanter Unterschied besteht ($p > 0,05$). Um trotzdem eine Tendenz zu ermitteln, wurde der Mann-Whitney-U-Test mit einem angepassten Signifikanzniveau ($p^* = 0,01$) durchgeführt. War der Wert p kleiner als p^* , so unterschieden sich die zwei untersuchten Materialien signifikant. Die einzelnen Werte für p beim Vergleich der Materialien werden in Tabelle 3 aufgeführt. Wie man Tabelle 3 entnehmen kann, unterschieden sich hierbei nur Cavit W und Clip F signifikant ($p = 0,008$).

	Cavit W	Cavit W/GIZ	Cavit W/SDR	IRM/GIZ	Clip F
Cavit W	-	0,029	0,021	0,037	0,008
Cavit W/GIZ	0,029	-	0,567	0,967	0,567
Cavit W/SDR	0,021	0,567	-	0,512	0,683
IRM/GIZ	0,037	0,967	0,512	-	0,713
Clip F	0,008	0,567	0,683	0,713	-

Tabelle 3: Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests, signifikante Ergebnisse sind **fett** markiert ($p < 0,01$)

Um die Ergebnisse der PMMA-Formen mit denen der extrahierten Zähne vergleichen zu können, wurden die gleichen Tests, wie oben beschrieben, durchgeführt. Abbildung 37 zeigt die Box-Whisker-Plots der einzelnen Materialien. Da es bei Cavit W/SDR nur zu einer undichten Probe an Tag 20 und bei Clip F zu zwei undichten Proben an Tag 27 kam, fällt der Median, das Minimum und Maximum auf den gleichen Wert. Es ergeben sich somit keine typische Box-Whisker-Plots bei diesen Materialien.

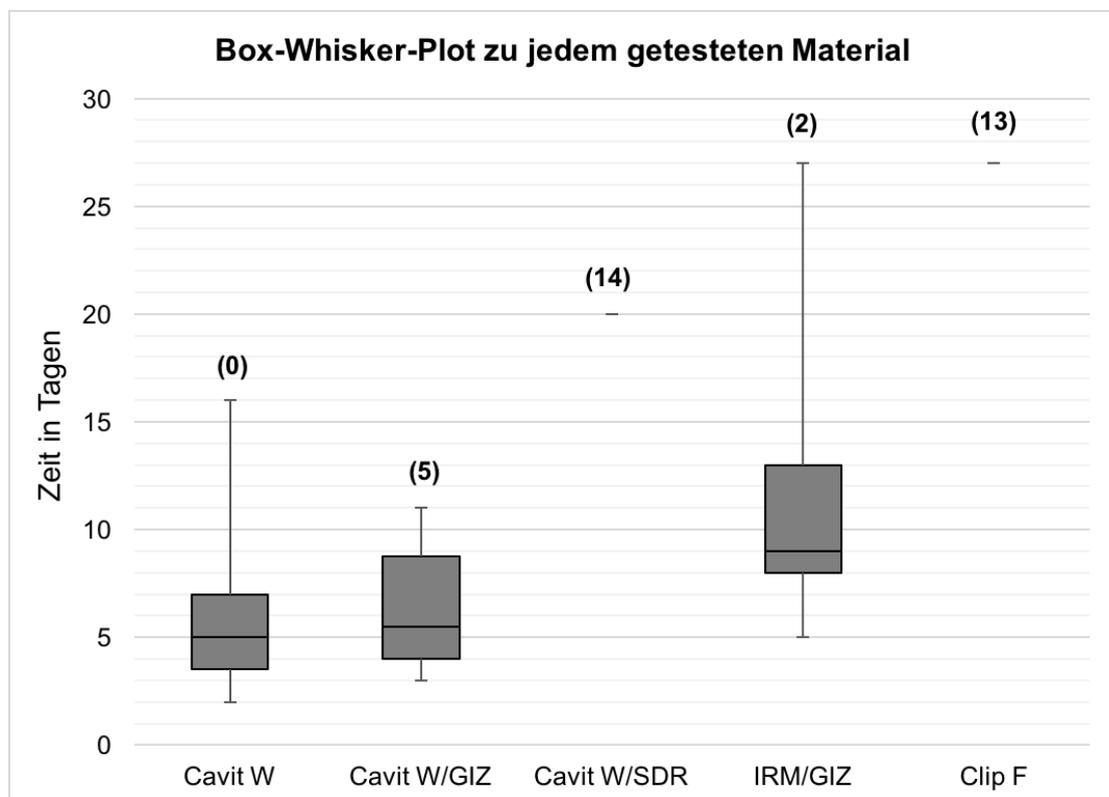


Abbildung 37: Box-Whisker-Plot zu jedem getesteten Material, Zahl oberhalb der Fühler entspricht der Anzahl der dichten Proben am Ende des Versuchszeitraums

Die folgende Abbildung 38 zeigt das Liniendiagramm, das zur besseren graphischen Veranschaulichung dient. Alle Proben der Negativkontrolle wiesen ab Tag 1 Undichtigkeiten auf. 3 Proben der Positivkontrolle blieben bis zum Ende des Versuchs dicht.

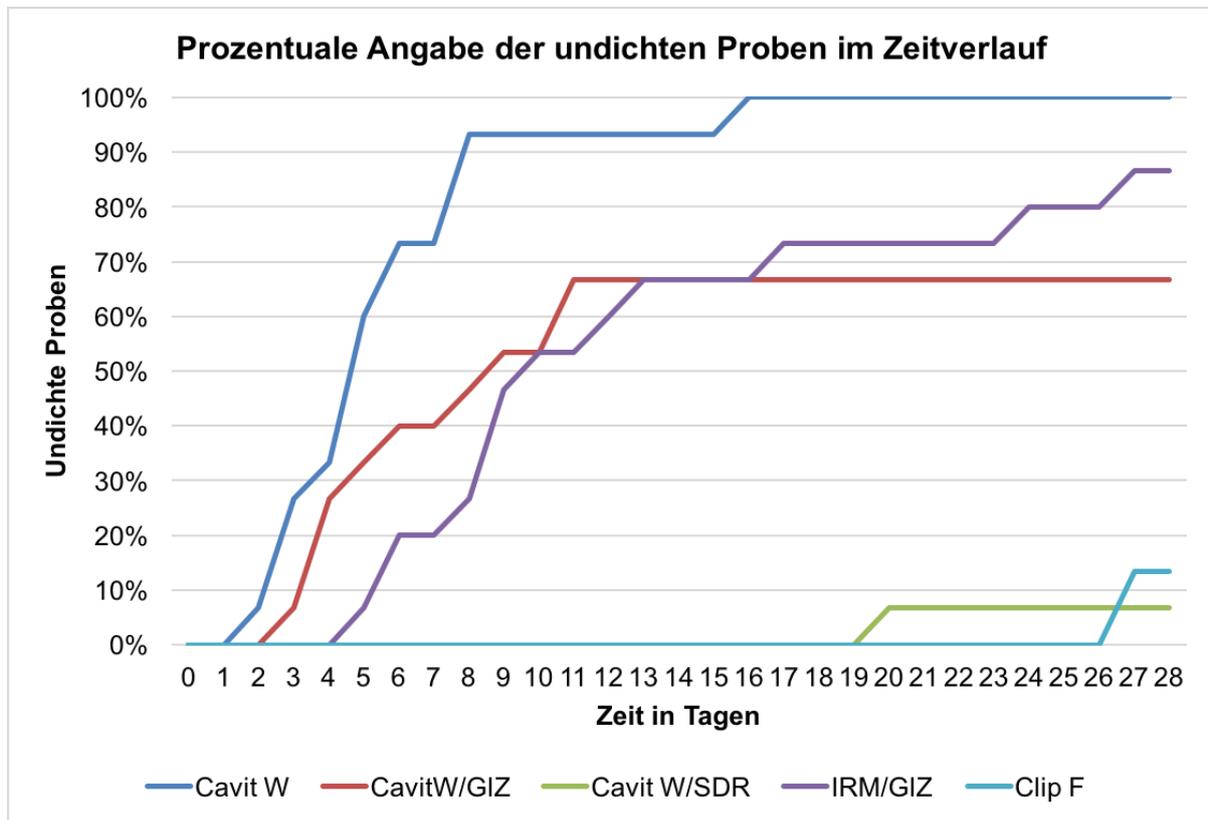


Abbildung 38: Undichte Proben aller getesteten Materialien als Prozentangabe im Zeitverlauf. Jeder dargestellte Graph entspricht einem Material, je mehr Proben undicht wurden, desto größer ist die Steigung des Graphen.

Der Shapiro-Wilks-Test ergab, dass auch diese Werte nicht normalverteilt sind ($p < 0,0001$). Anhand des Kruskal-Wallis-Tests stellte sich heraus, dass die Materialien sich im Gegensatz zu dem Versuch mit den extrahierten Zähnen signifikant unterscheiden ($p < 0,0001$). Daher wurde der Dunn-Bonferroni-Test als Post-Hoc-Test angewendet, um die Materialien untereinander paarweise zu vergleichen. Tabelle 4 zeigt hierbei die angepassten Signifikanzen bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$. Bis auf vier Gruppen (Cavit W-Cavit W/GIZ, Cavit W-IRM/GIZ, Cavit W/GIZ-IRM/GIZ, Cavit W/SDR-Clip F) wiesen die restlichen signifikante Unterschiede auf.

Die Effektstärke (r) der zu vergleichenden Gruppen kann auch aus Tabelle 4 entnommen werden. Der signifikante Unterschied der verglichenen Materialien entspricht einem starken Effekt und ist somit bedeutend.

Verglichene Materialien	Angepasste Signifikanz (p)	Effektstärke (r)	Effekt
Cavit W - Cavit W/GIZ	0,256	-	-
Cavit W - Cavit W/SDR	< 0,0001	1,471	stark
Cavit W - IRM & GIZ	0,162	-	-
Cavit W - Clip F	< 0,0001	1,436	stark
Cavit W/GIZ - Cavit W/SDR	0,005	0,894	stark
Cavit W/GIZ - IRM/GIZ	1,000	-	-
Cavit W/GIZ - Clip F	0,009	0,859	stark
Cavit W/SDR – IRM/GIZ	0,010	0,850	stark
Cavit W/SDR - Clip F	1,000	-	-
IRM/GIZ - Clip F	0,016	0,815	stark

*Tabelle 4: Vergleich der getesteten Materialien mit Angabe der angepassten Signifikanz, Effektstärke und dem daraus resultierenden Effekt; signifikante Ergebnisse sind **fett** markiert ($p < 0,05$)*

4.3 Glucosepenetrationstest

Die Glucosekonzentration wurde zu verschiedenen Zeitpunkten gemessen. Zu jeder Messung wurde der Mittelwert (MW) und die dazugehörige Standardabweichung (SD) berechnet. Die entsprechenden Werte sind Tabelle 5 zu entnehmen.

Material	Tag 1	Tag 3	Tag 5	Tag 7	Tag 9	Tag 13	Tag 19	Tag 22	Tag 25	Tag 28
Cavit W	0,005 ± 0,005	2,092 ± 0,028	2,391 ± 0,052	1,885 ± 0,016	1,785 ± 0,017	1,860 ± 0,030	1,875 ± 0,034	1,689 ± 0,022	1,647 ± 0,019	1,875 ± 0,034
Cavit W/GIZ	0,007 ± 0,005	1,683 ± 0,804	2,186 ± 0,558	1,845 ± 0,074	1,720 ± 0,472	1,888 ± 0,088	1,950 ± 0,102	1,702 ± 0,092	1,672 ± 0,085	1,904 ± 0,077
Cavit W/SDR	0,003 ± 0,004	0,010 ± 0,017	0,130 ± 0,487	0,130 ± 0,478	0,183 ± 0,470	0,140 ± 0,443	0,167 ± 0,468	0,138 ± 0,438	0,145 ± 0,433	0,165 ± 0,472
IRM/GIZ	0,000 ± 0,001	0,368 ± 0,732	1,274 ± 0,902	1,431 ± 0,728	1,594 ± 0,427	1,873 ± 0,032	1,912 ± 0,023	1,690 ± 0,023	1,766 ± 0,048	1,860 ± 0,041
Clip F	0,004 ± 0,008	0,015 ± 0,039	0,006 ± 0,023	0,006 ± 0,023	0,017 ± 0,022	0,038 ± 0,101	0,075 ± 0,115	0,050 ± 0,096	0,068 ± 0,096	0,056 ± 0,010

Tabelle 5: Glucosekonzentrationen zu den Messungen (MW ± SD, [mg/ml])

Abbildung 39 zeigt graphisch die Entwicklung der Glucosekonzentration im Zeitverlauf. Auf der x-Achse lässt sich die Zeit, auf der y-Achse der berechnete Mittelwert der Glucosekonzentration für die getesteten Materialien ablesen.

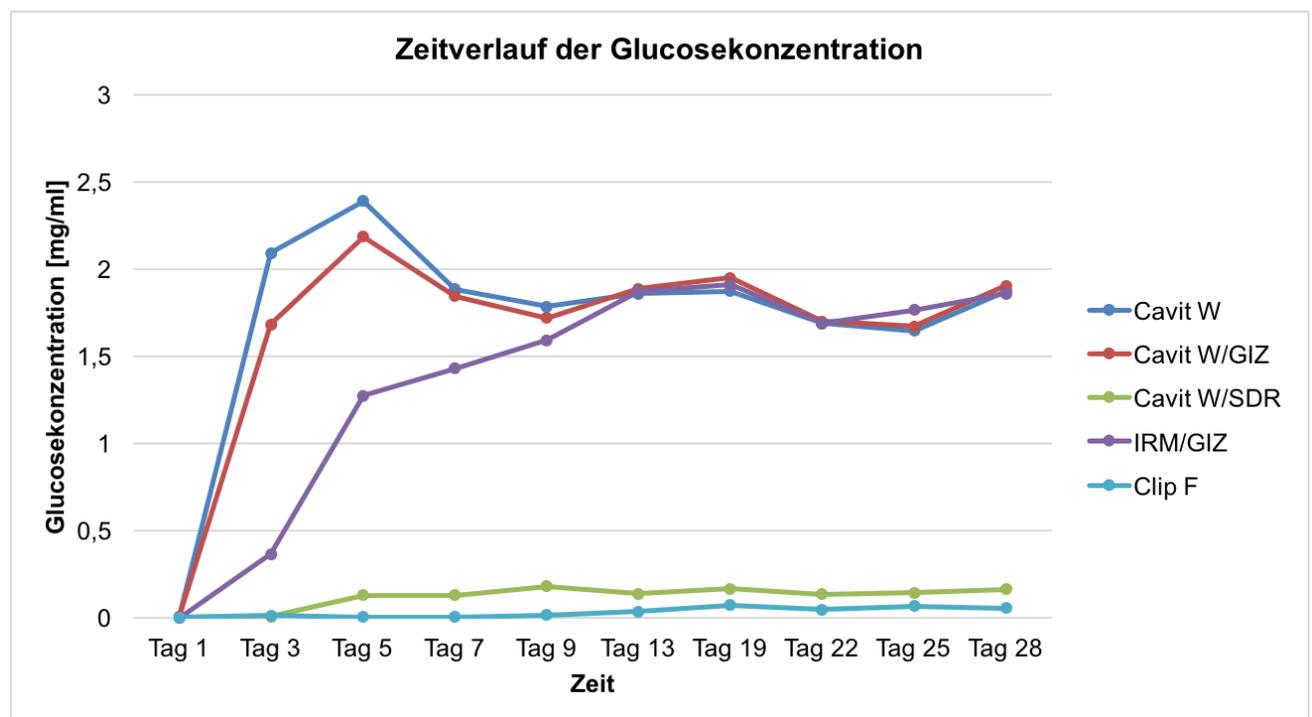


Abbildung 39: Zeitverlauf der Glucosekonzentration für alle getesteten Materialien

Zur statistischen Auswertung wurde der Shapiro-Wilks-Test für die Glucosekonzentrationen an Tag 3, 7, 13 und 28 durchgeführt. Dieser ergab, dass an all diesen Tagen keine Normalverteilung der Werte vorlag ($p < 0,0001$). Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests stellte sich heraus, dass sich die Glucosekonzentrationen der einzelnen Materialien an Tag 28 höchstsignifikant ($p < 0,0001$) unterscheiden. Daher wurde der Dunn-Bonferroni-Test als Post-Hoc-Test angewendet, um die Materialien untereinander paarweise zu vergleichen. Tabelle 6 zeigt die angepassten Signifikanzen bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$. Bis auf vier Gruppen (Cavit W-Cavit W/GIZ, Cavit W-IRM/GIZ, Cavit W/GIZ-IRM/GIZ, Cavit W/SDR-Clip F) wiesen die restlichen signifikante Unterschiede auf. Zusätzlich wurde die Effektstärke (r) berechnet, die auch aus Tabelle 6 entnommen werden kann. Der signifikante Unterschied der verglichenen Materialien entspricht einem starken Effekt und ist somit bedeutend.

Verglichene Materialien	Angepasste Signifikanz (p)	Effektstärke (r)	Effekt
Cavit W - Cavit W/GIZ	1,000	-	-
Cavit W - Cavit W/SDR	< 0,0001	1,068	stark
Cavit W - IRM & GIZ	1,000	-	-
Cavit W - Clip F	< 0,0001	1,302	stark
Cavit W/GIZ - Cavit W/SDR	< 0,0001	1,092	stark
Cavit W/GIZ - IRM/GIZ	1,000	-	-
Cavit W/GIZ - Clip F	< 0,0001	1,325	stark
Cavit W/SDR – IRM/GIZ	0,004	0,917	stark
Cavit W/SDR - Clip F	1,000	-	-
IRM/GIZ - Clip F	< 0,0001	1,151	stark

Tabelle 6: Vergleich der getesteten Materialien an Tag 28 mit Angabe der angepassten Signifikanz, Effektstärke und dem daraus resultierenden Effekt; signifikante Ergebnisse sind **fett** markiert ($p < 0,05$)

5 Diskussion

Das Ziel vorliegender Arbeit war die Untersuchung der Dichtigkeit von endodontischen temporären Füllungsmaterialien. Da sich eine endodontische Behandlung meist über mehrere Sitzungen erstreckt, ist ein temporäres Füllungsmaterial, das eine gute Dichtigkeit aufweist, zwingend notwendig. Der Eintritt von Flüssigkeit oder Bakterien in den Wurzelkanal sowie das Austreten des eingebrachten Medikaments intrakanalär soll vermieden werden (Ciftci *et al.*, 2009). Der Gebrauch von temporären Füllungsmaterialien während der Sitzungen kann somit über Erfolg oder Misserfolg einer Wurzelkanalbehandlung bestimmen (Cruz *et al.*, 2002). Aufgrund der Vielzahl von Füllungsmaterialien ist es vor allem auch für den praktizierenden Zahnarzt von großem Interesse, welches Material hinsichtlich der Dichtigkeit überzeugen kann. Vorliegende Studie soll diesbezüglich einen Überblick geben. Für die Auswahl der zu untersuchenden Materialien wurde deren Abbinde Mechanismus berücksichtigt. Es erfolgte die Untersuchung von Cavit W und Clip F alleine, sowie von Kombinationen aus Cavit W/GIZ, Cavit W/SDR und IRM/GIZ. Für die chemisch härtenden Materialien wurden somit IRM und GIZ, für die selbsthärtenden Materialien Cavit W und für die lichthärtenden Materialien Clip F und SDR ausgewählt. Die Kombination Cavit W/SDR wurde bisher in der Literatur noch nicht getestet. Daher ist es von besonders großem Interesse, wie diese Kombination im Vergleich zu den anderen Materialien eingeordnet werden kann. Mit Hilfe eines Bakterienpenetrationstests wurde ermittelt, zu welchem Zeitpunkt die getesteten Materialien undicht wurden. Es wurden hierfür extrahierte Zähne dementsprechend vorbereitet und auch PMMA-Formen hergestellt, die eine Zahnkavität nachahmen sollten. Die Vorbereitung extrahierter Zähne für einen solchen Versuch ist weitaus zeitintensiver als die Herstellung von PMMA-Formen mit Hilfe eines 3D-Druckers. Der Vergleich dieser zwei Versuchsobjekte ist für weitere Studien in diesem Bereich hinsichtlich des Zeitaufwands als relevant zu erachten. Um den Zeitverlauf, bis die Materialien Undichtigkeiten aufweisen, darzustellen, wurde ein Glucosepenetrationstest an weiteren PMMA-Formen durchgeführt.

Dass die Studienlage zu diesem Thema als nicht einheitlich und widersprüchlich erscheint, könnte auf die verschiedenen angewandten Methoden zur *in-vitro* Dichtigkeitsprüfung zurückzuführen sein. Am häufigsten wird auf Farbpenetrationstests mit dem Farbstoffindikator Methylenblau zurückgegriffen (Raskin *et al.*, 2001). Aufgrund des geringen Molekulargewichts von Methylenblau und

der damit verbundenen guten Penetrationsfähigkeit könnten Messungen verfälscht und somit übertrieben schlechte Ergebnisse erzielt werden (Seiler, 2006). Um einen besseren klinischen Bezug herzustellen, ist es sinnvoller, Bakterienpenetrationstests durchzuführen (Torabinejad *et al.*, 1990). Denn Bakterien können Wurzelkanalentzündungen hervorrufen, wenn sie durch eine undichte Füllung penetrieren (Rechenberg *et al.*, 2012). Der Bakterienpenetrationstest wird, wie auch in vorliegender Studie, mit Hilfe eines 2-Kammermodells durchgeführt. Ein Nachteil dieses Tests ist jedoch, dass nur eine qualitative, aber nicht quantitative Aussage getroffen werden kann. Schon ein einzelnes Bakterium, das durch die Füllung penetriert, kann sich im Nährmedium der unteren Kammer vermehren und zu einer Trübung führen. Die Anzahl der Bakterien, die notwendig sind, um eine Reinfektion des Wurzelkanals auszulösen, ist bisher aber noch nicht bekannt. Als Bakterium im Nährmedium der oberen Kammer wurde in vorliegender Arbeit MRSA, ein fakultativ anaerobes, nicht bewegliches Bakterium, ausgewählt. Durch das schnelle Wachstum war es möglich, MRSA unter Laborbedingungen schnell und sicher nachzuweisen. Torabinejad und Mitarbeiter berichten, dass nicht bewegliche Bakterien schneller Wurzelkanäle passieren können als bewegliche Bakterien (Torabinejad *et al.*, 1990). Der Bakterienpenetrationstest in dieser Studie geht somit von einem „Worst-Case-Szenario“ aus. Einerseits wird angenommen, dass schon ein Bakterium zur Entstehung einer Reinfektion des Wurzelkanals ausreicht, andererseits wurde ein nicht bewegliches Bakterium als Indikator gewählt. Für einen noch näheren klinischen Bezug hätte anstelle des Bakteriums auch Speichel als Zusatz im Nährmedium verwendet werden können (Srivastava *et al.*, 2017). Durch die Vielzahl an Bakterien im Speichel wäre der Nachweis, dass eine trübe Probe von der Speichelflüssigkeit und nicht von den Bakterien in der Luft verursacht wurde, erschwert gewesen. Aseptische Bedingungen müssten vorausgesetzt werden, was allerdings im Labor bei einem komplexen Versuchsaufbau wie bei vorliegender Arbeit recht schwierig ist. Da der Versuchsaufbau in keiner sterilen Umgebung aufbewahrt werden konnte, wurden die verwendeten Nährmedien mit Antibiotika angesetzt, um Bakterien aus der Luft, die ins Nährmedium gelangen und somit eine verfälschte Trübung produzieren könnten, zu eliminieren. Zusätzlich wurde bei jeder trüben Probe mit Hilfe von CHROMagar Platten, die auch in Krankenhäusern zum Nachweis von MRSA dienen, verifiziert, dass auch wirklich durch MRSA die Trübung verursacht wurde.

Zur quantitativen Dichtigkeitsanalyse wurde ein Glucosepenetrationstest mit Hilfe eines 2-Kammermodells durchgeführt. Im Vergleich zum Flüssigkeitsfiltrationstest, der auch vermehrt zur Prüfung der Dichtigkeit in der Literatur angewendet wird, können lang andauernde Untersuchungen durchgeführt und zuverlässige Ergebnisse erwartet werden (Shemesh *et al.*, 2007). Aufgrund des kleinen Molekulargewichts, der hydrophilen Eigenschaft und der chemischen Stabilität erweist sich Glucose als idealer Penetrationsindikator für diesen Versuch. Zudem weist Glucose auch eine klinische Relevanz auf, da Glucose einen Nährboden für Mikroorganismen darstellt und bereits eine niedrige Konzentration für das Überleben eines Biofilms ausreicht (Siqueira, 2001). Daher ist es besonders wichtig, dass temporäre Füllungsmaterialien eine gute Dichtigkeit aufweisen, da die Bakterien im Wurzelkanalsystem technisch gesehen nie komplett entfernt werden können (Bystrom und Sundqvist, 1983). Begründet werden kann dies durch die verzweigten Dentintubuli und die Variationen der anatomischen Verhältnisse (Marroquin *et al.*, 2004). Das vollständige Eliminieren von Bakterien durch eine mechanische Aufbereitung ist somit nicht möglich. Durch eine adäquate Diffusionsbarriere wie eine dichte Füllung wird ermöglicht, dass den Bakterien im Wurzelkanalsystem kein Substrat wie Glucose zugeführt wird und diese sich nicht vermehren können. Neben der Glucose als Penetrationsindikator ist als weiterer Vorteil des Glucosepenetrationstests der einfache Aufbau und die gute Verfügbarkeit der verwendeten Materialien und des Equipments zu nennen. Zudem kann kontinuierlich die Stärke der Undichtigkeit über die Glucosekonzentration mithilfe der photometrischen Messung bestimmt werden und die Messungen können behandlerunabhängig durchgeführt werden (Shemesh *et al.*, 2007; Xu *et al.*, 2005). Im Gegensatz zum Bakterienpenetrationstest sollten mit Hilfe des Glucosepenetrationstests die Undichtigkeiten im Zeitverlauf dargestellt werden. Da ab einer Glucosekonzentration von 1,5 mg/ml vermehrt Schwankungen sowohl nach oben als auch nach unten bei den einzelnen Proben beobachtet wurde, wurde dieser als kritischer Wert bestimmt, der auf eine undichte Probe hinweist.

Für beide Untersuchungsmethoden, die in vorliegender Studie angewendet wurden, gibt es Fehlerquellen, die diskutiert werden müssen. Es ist wichtig, dass das Nährmedium oder die Glucoselösung ausschließlich durch die temporäre Füllung penetriert. Eine schlechte Abdichtung zwischen den zwei Kammern kann zu verfälschten Ergebnissen führen (Rechenberg *et al.*, 2012). Daher wurde in

vorliegender Studie der Übergang zwischen Zahn bzw. PMMA-Form und Eppendorf-Reaktionsgefäß zuerst mit heißem Wachs dicht verschlossen und anschließend zusätzlich mit Boxing Wachs abgedichtet. Als Versuchsobjekte kamen PMMA-Formen zum Einsatz, der Bakterienpenetrationstest wurde zudem auch noch an extrahierten Zähnen, die nach bestimmten Kriterien ausgewählt wurden, durchgeführt. Es wurden ausschließlich extrahierte Frontzähne ausgewählt, die von koronal auf eine einheitliche Länge gekürzt wurden, um einen gewissen Vergleichsstandard herzustellen. Vollständig vereinheitlicht können diese aber nicht werden, da jeder Zahn eine individuelle Anatomie aufweist und der Extraktionszeitpunkt der einzelnen Zähne nicht bekannt ist. Im Gegensatz dazu kann man bei den PMMA-Formen von einer vollständigen Standardisierung ausgehen, da anatomische Variationen umgangen und einheitliche Dimensionen der eingebrachten temporären Füllungsmaterialien erreicht werden können. Zudem ist die Herstellung der PMMA-Formen im Vergleich zur Vorbereitung der extrahierten Zähne mit einem geringen Zeitaufwand verbunden. Dies ist der Grund, weshalb man sich in vorliegender Studie für den Vergleich beider Versuchsobjekte entschieden hat. Für kommende Studien in diesem Bereich könnte dies bei der Auswahl der Versuchsobjekte eine entscheidende Rolle spielen. Bezüglich der klinischen Relevanz würde man vermuten, dass es sinnvoller ist, einen solchen Versuch an extrahierten Zähnen durchzuführen. Aber da die Anzahl an Kompositrestaurationen in den letzten Jahren stark angestiegen ist, gewinnen auch die PMMA-Formen an klinische Relevanz (Freedman und Krejci, 2004). Eine kritische Beurteilung ist dennoch nötig. Nach einem Vergleich fällt auf, dass die Tendenzen der Ergebnisse beider Versuchsobjekte in die gleiche Richtung gehen. Cavit W lieferte die schlechtesten Ergebnisse, bei den extrahierten Zähnen mit 14 und bei den PMMA-Formen mit 15 undichten Proben an Tag 28. Clip F erreichte die beste Dichtigkeit bei beiden Versuchsobjekten und unterschied sich bei den PMMA-Formen signifikant zu allen anderen getesteten Materialien, bei den extrahierten Zähnen nur zu Cavit W. Bei den PMMA-Formen konnte zudem auch die Kombination Cavit W/SDR überzeugen. Dies und auch das Ergebnis von Clip F könnte an dem besseren Verschluss aufgrund des gleichen chemischen Aufbaus von Clip F, SDR und PMMA liegen. Monomere dienen als Grundbausteine, die sich bei der Polymerisation durch UV-Licht zu einem Polymer zusammenfügen können. Füllt man nun die PMMA-Formen mit genannten Materialien, kann dies mit einer Reparaturfüllung verglichen werden, die eine gute Haftung generiert (Rinastiti *et al.*,

2011). Man könnte somit anzweifeln, ob es sinnvoll ist, dass die Materialien in Kontakt mit PMMA sind und nicht einen Verbund mit Dentin herstellen können. Aber auch im klinischen Alltag findet sich diese Situation wieder, da die Zähne, die eine Wurzelkanalbehandlung benötigen, häufig aufgrund starker Zerstörung mit einer Krone restauriert sind oder mit einer Aufbaufüllung versorgt werden müssen. Die tendenziell schlechteren Ergebnisse bei den extrahierten Zähnen könnten mit der okklusalen Reduktion, um die Zähne auf eine einheitliche Länge zu bringen, erklärt werden. Durch diese werden vermehrt Dentintubuli freigelegt, was zu einer erhöhten Undichtigkeit der Füllung führt (Magura *et al.*, 1991).

Generell kann die Studie nur bedingt auf die *in-vivo* Situation übertragen werden. Parameter wie Temperaturänderungen in der Mundhöhle durch kalte oder warme Speisen und Getränke, eine hinzukommende Kaubelastung und Speichelfluss wurden nicht berücksichtigt. Demnach beeinflusst beispielsweise eine okklusale Belastung die Dichtigkeit von Kompositrestaurationen signifikant (Qvist, 1983). Mit Hilfe einer Thermozyklierung, wie sie in vielen Farbpenetrationstests durchgeführt wird, kann mit Temperaturänderungen zwischen 5 °C und 55 °C die intraoralen Bedingungen simuliert werden (Crim und Mattingly, 1981). All diese Parameter in einem, wie bei vorliegender Studie, *in-vitro* Versuchsaufbau zu berücksichtigen, ist nahezu unmöglich. Dafür müsste eine *in-vivo* Studie, wie Beach und Mitarbeiter durchgeführt haben, zum Einsatz kommen (Beach *et al.*, 1996). In dieser Studie wurde an 51 menschlichen Zähnen nach deren Obturation und vor dem Einbringen der temporären Füllungsmaterialien eine sterile Papiermembran eingelegt. Nach 3 Wochen wurden die Füllungen entfernt und anhand der Papiermembran konnten durchgedrungene Bakterien mikrobiologisch nachgewiesen werden. Mit Hilfe dieser Methode kann nur festgestellt werden, ob die Proben nach einem bestimmten Zeitraum undicht wurden, der genaue Zeitpunkt, das heißt an welchem Tag innerhalb der 3 Wochen, bleibt jedoch unbekannt. Aber genau diese Angabe ist wichtig für die Bewertung der Ergebnisse. Nicht jede temporäre Füllung verbleibt die gleiche Zeit bis zur definitiven Versorgung in der Kavität und nicht jedes temporäre Füllungsmaterial kann für jeden beliebigen Zeitraum empfohlen werden.

Vergleicht man die Ergebnisse des Bakterienpenetrationstests, der mit den PMMA-Formen durchgeführt wurde, mit denen des Glucosepenetrationstests, fällt auf, dass mit dem selbsthärtenden Material Cavit W die schlechtesten Ergebnisse hinsichtlich

der Dichtigkeit erzielt wurden. Im Bakterienpenetrationstest waren schon ab Tag 8 93% der Proben undicht, und schon ab Tag 3 stiegen beim Glucosepenetrationstest die Glucosekonzentrationen der Cavit W-Proben rasant auf über 1,5 mg/ml an. Zum einen kommt es während der Abbindephase zu einer hygroskopischen Expansion und somit eigentlich zu einem angemessenen Verschluss (Gilles *et al.*, 1975), zum anderen aber wird vermehrt Wasser aufgenommen, was wiederum zu Undichtigkeiten innerhalb des Materials führt und die Ergebnisse dieser Studie erklären könnte (Blaney *et al.*, 1981; Keller *et al.*, 1981; Widerman *et al.*, 1971). Auch muss die Mindestschichtstärke von Cavit W beachtet werden, die laut Webber und Mitarbeiter mind. 3,5 mm betragen sollte (Webber *et al.*, 1978). Dass dies von großer Wichtigkeit ist, bestätigt eine andere Studie, die auch die Dichtigkeit geringerer Schichtstärken von Cavit W geprüft haben (Weston *et al.*, 2008). In vorliegender Studie wurde dies berücksichtigt und Cavit W 5 mm hoch in die Kavitäten eingebracht. Nach Liberman und Mitarbeiter ist die Dichtigkeit von Cavit W zudem limitiert durch den Widerstand gegen mechanische Belastung (Liberman *et al.*, 2001). Vor allem auch komplexe Zugangskavitäten erschweren die Dichtigkeit von Cavit W, da eine Expansion vom Zahn weg erfolgt und die Füllung brüchig wird. Schon nach 7 Tagen kam es bei dem durchgeführten Flüssigkeitsfiltrationstest von Anderson und Mitarbeiter zu einer fünffachen Verschlechterung (Anderson *et al.*, 1989). Obwohl Cavit W bei den temporären Füllungen als Material erster Wahl gilt, berichtet auch Barthel und Mitarbeiter von ähnlich enttäuschenden Ergebnissen. Ein Bakterienpenetrationstest mit *Strep. mutans* wurde durchgeführt und die durchschnittliche Zeit bis zur bakteriellen Kontamination der unteren Kammer betrug 4,5 Tage. (Barthel *et al.*, 1999) In vielen anderen Studien konnte Cavit W jedoch überzeugen (Anderson *et al.*, 1988; Ciftci *et al.*, 2009; Teplitzky und Meimaris, 1988; Turner *et al.*, 1990).

Aufgrund der meist nicht befriedigenden Ergebnissen hinsichtlich der Dichtigkeit von Cavit W alleine erfolgt in der Literatur oftmals die Kombination mit anderen Materialien. Durch die hydrophilen Eigenschaften kann Cavit W das wässrige Milieu intrakanalär, das meist durch ein Medikament verursacht ist, von dem zweiten Material trennen. Dies ist ein großer Vorteil bei der Kombination mit feuchtigkeitssensiblen Materialien wie GIZ oder Kompositen. In vorliegender Studie wurde Cavit W einerseits mit dem chemisch härtenden GIZ (Cavit W/GIZ), andererseits mit SDR (Cavit W/SDR), einem lichthärtenden Komposit, kombiniert. Cavit W/GIZ erreichte vergleichbare Ergebnisse

wie Cavit W alleine und bei beiden Materialien lagen somit keine signifikanten Unterschiede vor. Schon ab Tag 3 war die durchschnittliche Glucosekonzentration über dem kritischen Wert von 1,5 mg/ml. Dies könnte dadurch erklärt werden, dass der Raum für die Expansion von Cavit W durch das aufliegende Material limitiert ist und Cavit W somit gegen das aufliegende GIZ expandiert. Dies führt dazu, dass GIZ brüchig wird und Undichtigkeiten auftreten. Bestätigende Ergebnisse erzielte die Studie von Hartwell und Mitarbeiter. Cavit und Cavit/GIZ erreichten sowohl nach 7 als auch nach 14 Tagen ähnliche Leakagewerte (Hartwell *et al.*, 2010).

Cavit W/SDR wurde erstmals getestet und konnte mit erfreulichen Ergebnissen überzeugen. Im Bakterienpenetrationstest mit den PMMA-Formen wurde nur 1 Probe an Tag 20 undicht und auch im Glucosepenetrationstest wurden diese Ergebnisse bestätigt und Cavit W/SDR blieb bis zum Ende des Versuchszeitraums weit unterhalb des kritischen Werts der Glucosekonzentration von 1,5 mg/ml und lag bei maximal 0,18 mg/ml. Da SDR ein Komposit ist und somit ein chemischer Verbund zu den PMMA-Formen hergestellt werden kann, ist es zwingend notwendig, auch die Ergebnisse an den extrahierten Zähnen zu berücksichtigen. Aber auch bei diesem Versuch gehört Cavit W/SDR neben Clip F zu den Materialien, die am dichtesten waren und sich signifikant von den restlichen untersuchten Materialien unterschieden. Weitere Studien, die Cavit mit verschiedenen Kompositen kombiniert haben, bestätigen die Ergebnisse. Rechenberg und Mitarbeiter berichten, dass vor allem die Bondingschicht ausschlaggebend für einen adäquaten Verschluss der Füllung ist. Ist das Bonding niedrig-viskos, können schmale Lücken und Unebenheiten der Versuchsobjekte ausgeglichen werden (Rechenberg *et al.*, 2012). Zudem kompensiert eine Bondingschicht die Polymerisationsschrumpfung und verbessert die mikromechanische Verankerung und die Benetzbarkeit von Kompositen (Carvalho *et al.*, 1996; Yesilyurt *et al.*, 2009). In vorliegender Studie wurde Scotchbond Universal, ein einschrittiges Universaladhäsiv, verwendet.

Neben Cavit W zählt auch das chemisch härtende IRM zu den am häufigsten gebrauchten Materialien (Vail und Steffel, 2006). Im Gegensatz zu Cavit W ist IRM nicht in bereits vorgemischter Form erhältlich, sondern muss mit Hilfe eines Pulvers und einer Flüssigkeit vom Behandler selbst angemischt werden. Es birgt sich hierbei die Gefahr, dass eine inhomogene Mischung, die schlechte Verschlusseigenschaften mit sich bringt, entsteht (Deveaux *et al.*, 1999). Nach Anderson und Mitarbeiter wird

ein besserer Verschluss erzielt, wenn ein geringerer Pulveranteil verwendet wird (Anderson *et al.*, 1990). Ansonsten kann IRM als alleiniges temporäres Füllungsmaterial in vielen Studien nicht überzeugen (Anderson *et al.*, 1988; Bobotis *et al.*, 1989; Jensen und Abbott, 2007; Kim *et al.*, 2015; Koagel *et al.*, 2008). So berichtet eine weitere Studie von zahlreichen Hohlräumen, die nach dem Auftrennen der Füllung innerhalb des Materials sichtbar wurden (Deveaux *et al.*, 1992). Zudem enthält IRM Eugenol und beeinflusst somit negativ die Haftung von Kompositen am Zahn (Yap *et al.*, 2002). Wird die Zugangskavität am Ende einer Wurzelkanalbehandlung definitiv mit einem Kompositmaterial verschlossen, kann dies zu Undichtigkeiten zwischen Zahn und Kompositmaterial führen. Im direkten Vergleich zu IRM lieferte bei dem Bakterienpenetrationstest von Barthel und Mitarbeiter die Kombination von IRM mit GIZ weitaus bessere Ergebnisse. Nur 3 der 20 Proben wurden bei dieser Studie undicht und die durchschnittliche Zeit bis zur Undichtigkeit lag bei 9 Tagen (Barthel *et al.*, 1999). Auch in vorliegender Studie wurde IRM mit GIZ kombiniert und wurde beim Glucosepenetrationstest durchschnittlich ab Tag 9 undicht. Differierende Ergebnisse ergab der Bakterienpenetrationstest. Bei den PMMA-Formen wurden die einzelnen Proben ab Tag 4 kontinuierlich undicht. Nur 2 Proben blieben bis zum Ende des Versuchszeitraums dicht und zu den tendenziell schlechteren Ergebnissen von Cavit W und Cavit W/GIZ konnte bei beiden Untersuchungsmethoden kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Signifikant bessere Ergebnisse als IRM/GIZ erzielte ein lighthärtendes Material, Clip F. Nur 2 der 15 Proben wiesen bei dem Bakterienpenetrationstest mit den PMMA-Formen erst an Tag 26 Undichtigkeiten auf, die restlichen Proben blieben bis Tag 28 dicht. Die Ergebnisse von Clip F unterschieden sich auch signifikant von den anderen getesteten Materialien außer von Cavit W/SDR. Auch der Glucosepenetrationstest konnte die Ergebnisse bestätigen und die durchschnittliche Glucosekonzentration von Clip F blieb weit unter dem kritischen Wert (1,5 mg/ml) und lag bei maximal 0,07 mg/ml. Die Studie von Odabas und Mitarbeitern berichten von ähnlichen Ergebnissen. Clip F war das dichteste Material und statistisch signifikant dichter als die restlichen Materialien (Odabas *et al.*, 2009).

Abschließend ist zu sagen, dass sich die erste Arbeitshypothese vollumfänglich bestätigen lässt und Cavit W/SDR im Vergleich zu Cavit W und GIZ hinsichtlich der Dichtigkeit überlegen ist. Neben Clip F erzielte Cavit W/SDR die beste Dichtigkeit.

Diese zwei Materialien können unbedenklich über einen längeren Zeitraum als temporäre Füllung in die Kavität eingebracht werden und das Wurzelkanalsystem vor einer Rekontamination schützen. Wird Cavit W, Cavit W/GIZ oder IRM/GIZ als temporäres Füllungsmaterial eingesetzt, sollte aufgrund der schlechteren Ergebnisse dieser Materialien der folgende Behandlungstermin so bald wie möglich angesetzt werden. Bei Cavit W sollte zudem auf die Dimension und die Komplexität der Zugangskavität geachtet werden, da dies die Dichtigkeit von Cavit negativ beeinflussen kann (Anderson *et al.*, 1989).

Beim Vergleich der Ergebnisse der zwei verschiedenen *in-vitro* Dichtigkeitsmethoden lässt sich die zweite Arbeitshypothese nur teilweise bestätigen. Dennoch kann der Bakterienpenetrationstest sowie der Glucosepenetrationstest für weitere Dichtigkeitsuntersuchungen empfohlen werden.

Auch die 3D-gedruckten PMMA-Formen haben sich in vorliegender Studie bewährt. Im Vergleich zu den extrahierten Zähnen war der Zeitaufwand geringer und es konnten gleichwertige Ergebnisse erzielt werden. Die dritte Arbeitshypothese wird somit bestätigt.

Generell stellt sich die Frage, ob temporäre Füllungsmaterialien überhaupt benötigt werden, wenn eine Wurzelkanalbehandlung auch an einem Tag (= single-visit-treatment) durchgeführt werden kann. Dies würde auch unter praktizierenden Zahnärzten Zuspruch finden, aber nach Nair und Mitarbeiter kann bei einer Wurzelentzündung der Biofilm nicht innerhalb einer Behandlung komplett entfernt werden (Nair *et al.*, 2005). So sind mehrere Behandlungstermine (= multi-visit-treatment) unumgänglich und dichte temporäre Füllungsmaterialien bis zur definitiven Versorgung zwingend notwendig (Sjogren *et al.*, 1997). Diese sollte zeitnah erfolgen, da dies einen wichtigen Faktor für den Langzeiterfolg einer Wurzelkanalbehandlung darstellt (Ray und Trope, 1995).

6 Zusammenfassung

Um eine Wurzelkanalbehandlung erfolgreich abzuschließen und den Patienten somit vor einer persistierenden, chronischen Infektion zu schützen, ist die Keimfreiheit im Wurzelkanal während und nach einer solchen Behandlung essentiell. Hierbei spielt vor allem die Dichtigkeit der temporären Füllungsmaterialien eine große Rolle, die zwischen den Behandlungssitzungen eingesetzt werden und eine Rekontamination des Wurzelkanals durch die Bakterien der Mundhöhle vermeiden sollten.

Die Dichtigkeit der Materialien Cavit W, Clip F und auch der Materialkombinationen Cavit W/GIZ, Cavit W/SDR, IRM/GIZ wurde in vorliegender Arbeit mit Hilfe zweier *in-vitro* Dichtigkeitsprüfungen untersucht. Um den Zeitpunkt der Undichtigkeit festzustellen, kam ein Bakterienpenetrationstest zum Einsatz, der sowohl an extrahierten Zähnen als auch an 3D-gedruckten PMMA-Formen, die zur Nachahmung von Zahnkavitäten dienen, durchgeführt wurde. Um eine quantitative Aussage erheben zu können und den Verlauf einer Undichtigkeit besser zu veranschaulichen, wurde der Glucosepenetrationstest ausgewählt. Für beide Versuche wurde ein Zweikammermodell angewendet. Für den Bakterienpenetrationstest wurde als Penetrationsindikator ein MRSA-Keim, für den Glucosepenetrationstest eine Glucoselösung verwendet.

Vergleicht man die Ergebnisse der extrahierten Zähne beim Bakterienpenetrationstest mit denen der PMMA-Formen, fällt auf, dass sich diese nur gering unterscheiden. Tendenziell erreichten die in den extrahierten Zähnen getesteten Materialien schlechtere Dichtigkeitswerte. Dies könnte zurückgeführt werden auf die vermehrt freigelegten Dentintubuli nach der okklusalen Reduktion, die durchgeführt wurde, um die Zähne auf eine einheitliche Länge zu bringen. Zudem muss berücksichtigt werden, dass die Materialien Clip F und SDR wie PMMA aus zusammengefügt Monomeren bestehen und somit ein dichter Verschluss generiert werden kann. Unter Berücksichtigung dieser Eigenschaft können PMMA-Formen, die zur Vorbereitung eines solchen Versuchs einen geringeren Zeitaufwand als die extrahierten Zähne erfordern, für weitere Studien in diesem Bereich empfohlen werden. Cavit W schnitt bei beiden Versuchsobjekten am schlechtesten ab mit 14 von 15 undichten Proben bei den extrahierten Zähnen und 15 undichten Proben bei den PMMA-Formen an Tag 28. Bei beiden Versuchsobjekten unterschied sich Clip F signifikant zu Cavit W und

lieferte die besten Ergebnisse (PMMA-Formen $p < 0,0001$, extrahierte Zähne $p = 0,008$).

Obwohl Cavit W am häufigsten als temporäres Füllungsmaterial eingesetzt wird, konnte auch der Glucosepenetrationstest die schlechten Ergebnisse dieses Materials vom Bakterienpenetrationstest bestätigen. Ab Tag 3 wiesen alle 15 Proben Undichtigkeiten auf. Cavit W/GIZ und IRM/GIZ unterschieden sich nicht signifikant zu den Ergebnissen von Cavit W und deren Proben wurden auch vermehrt innerhalb 7 Tage undicht. Die Kombination von Cavit W mit SDR, die erstmals in vorliegender Arbeit getestet wurde, konnte dagegen in allen Versuchen hinsichtlich der Dichtigkeit überzeugen und unterschied sich bei beiden Dichtigkeitsmethoden signifikant zum Goldstandard Cavit W ($p < 0,0001$).

Neben Clip F generierte somit auch Cavit W/SDR einen dichten temporären Verschluss. Diese beiden Materialien können demnach unbedenklich auch über einen längeren Zeitraum als temporäre Füllung verwendet werden. Wird Cavit W, Cavit W/GIZ oder IRM/GIZ als temporäres Füllungsmaterial eingesetzt, sollte aufgrund der schlechteren Ergebnisse dieser Materialien der folgende Behandlungstermin so bald wie möglich angesetzt werden.

Da temporäre Füllungsmaterialien neben der Dichtigkeit auch noch weitere Eigenschaften aufweisen sollten, ist es notwendig, dass weitere Studien durchgeführt werden, die wichtige Parameter wie Abrasionsstabilität, antimikrobielle Wirkung und Biokompatibilität berücksichtigen.

7 Literaturverzeichnis

1. Anderson RW, Powell BJ, Pashley DH. Microleakage of three temporary endodontic restorations (1988). *J Endod* **14**: 497-501.
2. Anderson RW, Powell BJ, Pashley DH. Microleakage of temporary restorations in complex endodontic access preparations (1989). *J Endod* **15**: 526-529.
3. Anderson RW, Powell BJ, Pashley DH. Microleakage of IRM used to restore endodontic access preparations (1990). *Endod Dent Traumatol* **6**: 137-141.
4. Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glassionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials (1996). *Quintessence Int* **27**:
5. Barthel CR, Strobach A, Briedigkeit H, Gobel UB, Roulet JF. Leakage in roots coronally sealed with different temporary fillings (1999). *J Endod* **25**: 731-734.
6. Baumann MA, Beer R. Endodontologie 2., 2007: Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
7. Beach CW, Calhoun JC, Bramwell JD, Hutter JW, Miller GA. Clinical evaluation of bacterial leakage of endodontic temporary filling materials (1996). *J Endod* **22**: 459-462.
8. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp (1982). *J Oral Pathol* **11**: 439-450.
9. Blaney TD, Peters DD, Setterstrom J, Bernier WE. Marginal sealing quality of IRM and Cavit as assessed by microbiol penetration (1981). *J Endod* **7**: 453-457.
10. Bobotis HG, Anderson RW, Pashley DH, Pantera EA, Jr. A microleakage study of temporary restorative materials used in endodontics (1989). *J Endod* **15**: 569-572.
11. Brännström M. Dentinal and Pulpal Response: II. Application of an Air Stream to Exposed Dentine. Short Observation Period: An Experimental Study (1960). *Acta Odontol. Scand.* **18**: 17-28.
12. Brännström M, Nyborg H. Pulp reaction to a temporary zinc oxide/eugenol cement (1976). *Prosthet Dent J* **35**:
13. Brännström M, Nyborg, H. P. Points in the experimental study of pulpal response to restorative materials (1969). *Odontol Tidskr* **31**: 421-426.
14. Burns RC, Herbranson EJ. Tooth morphology and cavity preparation. In: (Hrsg.). 7., 1998: Mosby, St. Louis.

15. Bystrom A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy (1983). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **55**: 307-312.
16. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief (1996). *Oper Dent* **21**: 17-24.
17. Ciftci A, Vardarli DA, Sonmez IS. Coronal microleakage of four endodontic temporary restorative materials: an in vitro study (2009). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **108**: e67-70.
18. Cohen J. A power primer (1992). *Psychol Bull* **112**: 155-159.
19. Cohen S. Diagnostic procedures. In: (Hrsg.). 5., 1991: Mosby, St. Louis.
20. Cohen S. Diagnostic procedures. In: (Hrsg.). 7., 1998: Mosby, St. Louis.
21. Combe EC. Zahnärztliche Werkstoffe: Zusammensetzung - Verarbeitung - Anwendung. 1., 1984: Hanser, München.
22. Cox CF, Bergenholtz G, Fitzgerald M, Heys DR, Heys RJ, Avery JK, Baker JA. Capping of the dental pulp mechanically exposed to the oral microflora -- a 5 week observation of wound healing in the monkey (1982). *J Oral Pathol* **11**: 327-339.
23. Cox CF, Bergenholtz G, Heys DR, Syed SA, Fitzgerald M, Heys RJ. Pulp capping of dental pulp mechanically exposed to oral microflora: a 1-2 year observation of wound healing in the monkey (1985). *J Oral Pathol* **14**: 156-168.
24. Cox CF, Keall CL, Keall HJ, Ostro E, Bergenholtz G. Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps (1987). *J Prosthet Dent* **57**: 1-8.
25. Crim GA, Mattingly SL. Evaluation of two methods for assessing marginal leakage (1981). *J Prosthet Dent* **45**: 160-163.
26. Cruz EV, Shigetani Y, Ishikawa K, Kota K, Iwaku M, Goodis HE. A laboratory study of coronal microleakage using four temporary restorative materials (2002). *Int Endod J* **35**: 315-320.
27. Delany GM, Patterson SS, Miller CH, Newton CW. The effect of chlorhexidine gluconate irrigation on the root canal flora of freshly extracted necrotic teeth (1982). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **53**: 518-523.
28. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method (1986). *J Prosthet Dent* **56**: 435-440.
29. Deveaux E, Hildelbert P, Neut C, Boniface B, Romond C. Bacterial microleakage of Cavit, IRM, and TERM (1992). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **74**: 634-643.

30. Deveaux E, Hildelbert P, Neut C, Romond C. Bacterial microleakage of Cavit, IRM, TERM, and Fermit: a 21-day in vitro study (1999). *J Endod* **25**: 653-659.
31. Dunavant TR, Regan JD, Glickman GN, Solomon ES, Honeyman AL. Comparative evaluation of endodontic irrigants against *Enterococcus faecalis* biofilms (2006). *J Endod* **32**: 527-531.
32. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. Aufbau endodontisch behandelter Zähne, Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ (2003). *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* **58**:
33. Erdemir A, Eldeniz AU, Belli S. Effect of temporary filling materials on repair bond strengths of composite resins (2008). *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **86**: 303-309.
34. Europäische Gesellschaft für Endodontologie. Qualitätsrichtlinien endodontischer Behandlungen (2006). *Endodontie* **15**:
35. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology (2006). *Int Endod J* **39**: 921-930.
36. Fabricius L, Dahlén G, Holm SE, Möller AJ. Influence of combinations of oral bacteria on periapical tissues of monkeys (1982). *Scand J Dent Res* **90**: 200-206.
37. Featherstone JD, Mellberg JR. Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel (1981). *Caries Res* **15**: 109-114.
38. Featherstone JD, Rodgers BE. Effect of acetic, lactic and other organic acids on the formation of artificial carious lesions (1981). *Caries Res* **15**: 377-385.
39. Freedman G, Krejci I. Warming up to composites (2004). *Compend Contin Educ Dent* **25**: 371-374, 376; quiz 378.
40. Furrer B. Die Verkalkungszonen bei der Dentinkaries (1922). *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* **32**:
41. Gängler P. Lehrbuch der konservierenden Zahnheilkunde. 3. , 1995: Ullstein Mosby, Berlin, Wiesbaden.
42. Geurtsen W, Schwarze T, Gunay H. Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome (2003). *Quintessence Int* **34**: 409-417.
43. Gilles JA, Huget EF, Stone RC. Dimensional stability of temporary restoratives (1975). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **40**: 796-800.
44. Gilpatrick RO, Johnson W, Moore D, Turner J. Pulpal response to dentin etched with 10% phosphoric acid (1996). *Am J Dent* **9**: 125-129.
45. Guldener PHA. Wurzelkanalfüllung. In: (Hrsg.). 3., 1987: Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

46. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil J. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions (2005). *Endod Topics* **10**: 77-102.
47. Hancock HH, 3rd, Sigurdsson A, Trope M, Moiseiwitsch J. Bacteria isolated after unsuccessful endodontic treatment in a North American population (2001). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **91**: 579-586.
48. Hansen SR, Montgomery S. Effect of restoration thickness on the sealing ability of TERM (1993). *J Endod* **19**: 448-452.
49. Hartwell GR, Loucks CA, Reavley BA. Bacterial leakage of provisional restorative materials used in endodontics (2010). *Quintessence Int* **41**: 335-339.
50. Heling B, Heling I. Endodontic procedures must never be performed without the rubber dam (1977). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **43**: 464-466.
51. Heling I, Rotstein I, Dinur T, Szwec-Levine Y, Steinberg D. Bactericidal and cytotoxic effects of sodium hypochlorite and sodium dichloroisocyanurate solutions in vitro (2001). *J Endod* **27**: 278-280.
52. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 6., 2013: Deutscher Zahnärzte Verlag Köln.
53. Hof H, Dörries R. Duale Reihe Medizinische Mikrobiologie. 5. , 2014: Thieme, Stuttgart.
54. Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde. 1., 1973: Die Quintessenz, Berlin.
55. Hör D, Attin T. Die elektrische Längenbestimmung des Wurzelkanals (2001). *Endodontie* **10**:
56. Hülsmann M. Checklisten der Zahnmedizin. Endodontie. 1., 2008: Thieme, Stuttgart, New York.
57. Hülsmann M, Schäfer E, Heidemann D, Petschelt A, Raab W, Weiger R. „Good clinical practice“: Die Wurzelkanalbehandlung, Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZ (2005). *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* **60**:
58. Jensen AL, Abbott PV. Experimental model: dye penetration of extensive interim restorations used during endodontic treatment while under load in a multiple axis chewing simulator (2007). *J Endod* **33**: 1243-1246.
59. Jöhren P, Margraf-Stiksrud J. Zahnbehandlungsangst und Zahnbehandlungsphobie bei Erwachsenen, Stellungnahme der DGZMK in Kooperation mit dem Arbeitskreis für Psychologie und Psychosomatik der DGZMK (2002). *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* **57**:
60. Jones DM. Effect of the type carrier used on the results of dichlorodifluoromethane application to teeth (1999). *J Endod* **25**: 692-694.

61. Kamal AM, Okiji T, Kawashima N, Suda H. Defense responses of dentin/pulp complex to experimentally induced caries in rat molars: an immunohistochemical study on kinetics of pulpal Ia antigen-expressing cells and macrophages (1997). *J Endod* **23**: 115-120.
62. Kanca J, 3rd. An alternative hypothesis to the cause of pulpal inflammation in teeth treated with phosphoric acid on the dentin (1990). *Quintessence Int* **21**: 83-86.
63. Keller DL, Peters DD, Setterstrom J, Bernier WE. Microleakage of softened temporary restorations as determined by microorganism penetration (1981). *J Endod* **7**: 413-417.
64. Kim SY, Ahn JS, Yi YA, Lee Y, Hwang JY, Seo DG. Quantitative microleakage analysis of endodontic temporary filling materials using a glucose penetration model (2015). *Acta Odontol Scand* **73**: 137-143.
65. Klimm W. Kariologie: Leitfaden für Studierende und Zahnärzte 1997: Hanser, München, Wien.
66. Klimm W. Endodontologie. 2., 2011: Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.
67. Klimm W, Doege E. Zur Vitalitätsprüfung mit einem neuen Kryoapplikator (1972). *Deutsche Stomatologie* **22**: 552.
68. Klotzer WT, Langeland K. [Testing of materials and methods for crown and bridge prosthesis on animals] (1973). *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* **83**: 163-244.
69. Koagel SO, Mines P, Apicella M, Sweet M. In vitro study to compare the coronal microleakage of Tempit UltraF, Tempit, IRM, and Cavit by using the fluid transport model (2008). *J Endod* **34**: 442-444.
70. König K. Karies und Parodontopathien. 1987: Georg Thieme Verlag Stuttgart.
71. Krakow AA, de Stoppelaar JD, Gron P. In vivo study of temporary filling materials used in endodontics in anterior teeth (1977). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **43**: 615-620.
72. Kvist T, Molander A, Dahlen G, Reit C. Microbiological evaluation of one- and two-visit endodontic treatment of teeth with apical periodontitis: a randomized, clinical trial (2004). *J Endod* **30**: 572-576.
73. Langeland K, Langeland LK. Indirect capping and the treatment of deep carious lesions (1968). *Int Dent J* **18**: 326-380.
74. Liberman R, Ben-Amar A, Frayberg E, Abramovitz I, Metzger Z. Effect of repeated vertical loads on microleakage of IRM and calcium sulfate-based temporary fillings (2001). *J Endod* **27**: 724-729.

75. Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Jr., Newton CW. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study (1991). *J Endod* **17**: 324-331.
76. Marolf R. Glasionomerzemente – Materialeigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht. (1984). *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* **94**: 117.
77. Marroquin BB, El-Sayed MA, Willershausen-Zonnchen B. Morphology of the physiological foramen: I. Maxillary and mandibular molars (2004). *J Endod* **30**: 321-328.
78. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration. 6., 2008: Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.
79. Mejare B, Mejare I, Edwardsson S. Bacteria beneath composite restorations-- a culturing and histobacteriological study (1979). *Acta Odontol Scand* **37**: 267-275.
80. Mittermayer C. Oralpathologie: Erkrankungen der Mundregion. 1993: Schattauer Stuttgart, New York.
81. Moodnik RM, Dorn SO, Feldman MJ, Levey M, Borden BG. Efficacy of biomechanical instrumentation: a scanning electron microscopic study (1976). *J Endod* **2**: 261-266.
82. Mullaney TP. Instrumentation of finely curved canals (1979). *Dent Clin North Am* **23**: 575-592.
83. Naenni N, Thoma K, Zehnder M. Soft tissue dissolution capacity of currently used and potential endodontic irrigants (2004). *J Endod* **30**: 785-787.
84. Nair PN, Henry S, Cano V, Vera J. Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after "one-visit" endodontic treatment (2005). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **99**: 231-252.
85. Newcomb BE, Clark SJ, Eleazer PD. Degradation of the sealing properties of a zinc oxide-calcium sulfate-based temporary filling material by entrapped cotton fibers (2001). *J Endod* **27**: 789-790.
86. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. Outcome of secondary root canal treatment: a systematic review of the literature (2008). *Int Endod J* **41**: 1026-1046.
87. Noguera AP, McDonald NJ. Comparative in vitro coronal microleakage study of new endodontic restorative materials (1990). *J Endod* **16**: 523-527.
88. Odabas ME, Tulunoglu O, Ozalp SO, Bodur H. Microleakage of different temporary filling materials in primary teeth (2009). *J Clin Pediatr Dent* **34**: 157-160.

89. Peters LB. Präparation der endodontischen Zugangskavität und Darstellung der Kanäle. I. Schneidezähne und Eckzähne (Prämolaren, obere Molaren, untere Molaren) (1992). *Endodontie* **1**: 57.
90. Pieper CM, Zanchi CH, Rodrigues-Junior SA, Moraes RR, Pontes LS, Bueno M. Sealing ability, water sorption, solubility and toothbrushing abrasion resistance of temporary filling materials (2009). *Int Endod J* **42**: 893-899.
91. Prabhakar AR, Shantha Rani N, S VN. Comparative Evaluation of Sealing Ability, Water Absorption, and Solubility of Three Temporary Restorative Materials: An in vitro Study (2017). *Int J Clin Pediatr Dent* **10**: 136-141.
92. Prosowsky K, Hülsmann M. Cavit. Eigenschaften und Anwendung (2016). *Endodontie* **25**: 37-45.
93. Qvist V. The effect of mastication on marginal adaptation of composite restorations in vivo (1983). *J Dent Res* **62**: 904-906.
94. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review (2001). *J Adhes Dent* **3**: 295-308.
95. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration (1995). *Int Endod J* **28**: 12-18.
96. Rechenberg DK, Schriber M, Attin T. Bacterial leakage through temporary fillings in core buildup composite material - an in vitro study (2012). *J Adhes Dent* **14**: 371-376.
97. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures (1989). *J Endod* **15**: 512-516.
98. Retief DH, Austin JC, Fatti LP. Pulpal response to phosphoric acid (1974). *J Oral Pathol* **3**: 114-122.
99. Rinastiti M, Ozcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins (2011). *Clin Oral Investig* **15**: 625-633.
100. Rödiger T, Hülsmann M. Temporäre Restaurationsmaterialien für die endodontische Zugangskavität (2006). *Endodontie* **14**: 279-294.
101. Rödiger T, Hülsmann M. Die medikamentöse Einlage in der Endodontie (2005). *Endodontie* **14**: 281-301.
102. Rother UJ. Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde: Grundlagen, Strahlenschutz, Befunde. 2006: Elsevier, Urban & Fischer, München.
103. Safavi K, Spangberg L. Chlorhexidin in der Endodontie: Chemie, antimikrobielle Wirkung und mögliche Indikationen (2006). *Endodontie* **15**: 171-176.

104. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review (1994). *Endod Dent Traumatol* **10**: 105-108.
105. Schäfer E. Metallurgie und Eigenschaften von Nickel-Titan-Handinstrumenten (1998). *Endodontie* **7**:
106. Schäfer E. Laterale Kondensation von Guttapercha. In: (Hrsg.). 2007: Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
107. Schäfer E, Fritzenschaft B. Vergleichende Untersuchung zweier permanent rotierender Wurzelkanalaufbereitungssysteme auf Nickel-Titan-Basis (1999). *Endodontie* **8**:
108. Schäfer E, Hickel R, Geurtsen W, Heidemann D, Löst C, Petschelt A, Raab W. Wurzelkanalaufbereitungen, Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZ (2000). *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* **55**:
109. Schroeder A. Endodontie. Ein Leitfaden für Studium und Praxis. 1981: Quintessenz, Berlin.
110. Schroeder HE. Pathobiologie oraler Strukturen Zähne, Pulpa, Parodont. 3., 1997: Karger, Basel.
111. Seiler KB. An evaluation of glass ionomer-based restorative materials as temporary restorations in endodontics (2006). *Gen Dent* **54**: 33-36.
112. Sen BH, Wesselink PR, Turkun M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy (1995). *Int Endod J* **28**: 141-148.
113. Shahi S, Samiei M, Rahimi S, Nezami H. In Vitro Comparison of Dye Penetration through Four Temporary Restorative Materials (2010). *Iran Endod J* **5**: 59-63.
114. Shemesh H, van den Bos M, Wu MK, Wesselink PR. Glucose penetration and fluid transport through coronal root structure and filled root canals (2007). *Int Endod J* **40**: 866-872.
115. Shuping GB, Orstavik D, Sigurdsson A, Trope M. Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications (2000). *J Endod* **26**: 751-755.
116. Silverstone LM, Johnson NW, Hardie JM, Williams RAD. Dental Caries: Aetiology, Pathology and Prevention. 1981a: Macmillan Press, London.
117. Silverstone LM, Johnson NW, Hardie JM, Williams RAD. Enamel caries. In: (Hrsg.). 1981b: Macmillan Press, London und Basingstoke.
118. Siqueira JF, Jr. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail (2001). *Int Endod J* **34**: 1-10.
119. Siqueira JF, Jr. . Treatment of endodontic infections. 2011: Quintessenz Verlag Berlin.

120. Sjogren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis (1997). *Int Endod J* **30**: 297-306.
121. Slaus G, Bottenberg P. A survey of endodontic practice amongst Flemish dentists (2002). *Int Endod J* **35**: 759-767.
122. Smulson MH, Sieraski, S. M. Histophysiology and diseases in the dental pulp. In: (Hrsg.). 5., 1996: Mosby, St. Louis.
123. Srivastava PK, Nagpal A, Setya G, Kumar S, Chaudhary A, Dhanker K. Assessment of Coronal Leakage of Temporary Restorations in Root Canal-treated Teeth: An in vitro Study (2017). *J Contemp Dent Pract* **18**: 126-130.
124. Stock CJR, Gulabivala K, Walker RT, Goodman JR. Color Atlas and Text of Endodontics. 2., 1995: Mosby-Wolfe, London.
125. Stock CJR, Gulabivala K, Walker RT, Goodman JR. Atlas der Endodontie. 1997: Ullstein Mosby, Berlin - Wiesbaden.
126. Strübig W. Geschichte der Zahnheilkunde. 1989: Deutscher Ärzte-Verlag, Köln.
127. Sudhoff K. Geschichte der Zahnheilkunde. Nachdruck der 2. durchgesehenen und ergänzten Auflage von 1926, 1964: Olms, Hildesheim.
128. Szep S, Gerhardt T, Leitzbach C, Luder W, Heidemann D. Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments (2001). *Clin Oral Investig* **5**: 17-25.
129. Tagger M, Katz A, Tamse A. Apical seal using the GP11 method in straight canals compared with lateral condensation, with or without sealer (1994). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **78**: 225-231.
130. Teplitsky PE, Meimaris IT. Sealing ability of Cavit and TERM as intermediate restorative materials (1988). *J Endod* **14**: 278-282.
131. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth (1990). *J Endod* **16**: 566-569.
132. Tronstad L. Clinical Endodontics. 1991: Thieme, Stuttgart.
133. Trope M, Debelian G. Microbial control: the first stage of root canal treatment (2009). *Gen Dent* **57**: 580-588.
134. Turkun M, Cengiz T. The effects of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on tissue dissolution and root canal cleanliness (1997). *Int Endod J* **30**: 335-342.
135. Turner JE, Anderson RW, Pashley DH, Pantera EA, Jr. Microleakage of temporary endodontic restorations in teeth restored with amalgam (1990). *J Endod* **16**: 1-4.

136. Vail MM, Steffel CL. Preference of temporary restorations and spacers: a survey of Diplomates of the American Board of Endodontists (2006). *J Endod* **32**: 513-515.
137. Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life (2010). *J Endod* **36**: 157-159.
138. Viohl J, Welker D. Zemente. In: (Hrsg.). 6., 2008: Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
139. Webber RT, del Rio CE, Brady JM, Segall RO. Sealing quality of a temporary filling material (1978). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **46**: 123-130.
140. Weiger R, Geurtsen W, Heidemann D, Löst C, Petschelt A, Raab W, Schäfer E, Hickel R. Zur Prognose von Wurzelkanalbehandlungen, Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZ (2001). *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* **56**:
141. Weine FS. Endodontic Therapy. 1989: Mosby, St. Louis.
142. Weine FS. Endodontic Therapy. 5., 1996: Mosby St. Louis.
143. Wesselink PR. Die Wurzelkanalfüllung (II) (1995). *Endodontie* **4**: 269.
144. Weston CH, Barfield RD, Ruby JD, Litaker MS, McNeal SF, Eleazer PD. Comparison of preparation design and material thickness on microbial leakage through Cavit using a tooth model system (2008). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **105**: 530-535.
145. Widerman FH, Eames WB, Serene TP. The physical and biologic properties of Cavit (1971). *J Am Dent Assoc* **82**: 378-382.
146. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Leakage of four root canal sealers at different thickness (1994). *Int Endod J* **27**: 304-308.
147. Xu Q, Fan MW, Fan B, Cheung GS, Hu HL. A new quantitative method using glucose for analysis of endodontic leakage (2005). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **99**: 107-111.
148. Yap AU, Shah KC, Loh ET, Sim SS, Tan CC. Influence of ZOE temporary restorations on microleakage in composite restorations (2002). *Oper Dent* **27**: 142-146.
149. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures (2001). *Int Endod J* **34**: 47-53.
150. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: effect of surface treatments and bonding agents (2009). *J Esthet Restor Dent* **21**: 251-260.

151. Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat (1965). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **19**: 515-530.
152. Zehnder M. Root canal irrigants (2006). *J Endod* **32**: 389-398.
153. Zmener O, Banegas G, Pameijer CH. Coronal microleakage of three temporary restorative materials: an in vitro study (2004). *J Endod* **30**: 582-584.

8 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1:	Zonen der fortgeschrittenen Dentinkaries: (1) Nekrose, (2) Penetration, (3) Demineralisation, (4) Transparenz, (5) Normaldentin, (6) Tertiärdentin (Modifikation nach (Furrer, 1922; Klimm, 1997; Schroeder, 1997; Silverstone et al., 1981b)).....	7
Abbildung 2:	Provisorischer Verschluss eines trepanierten Zahns mit Cavit	15
Abbildung 3:	Querschnitt eines Zahns, abgefüllt mit Hilfe der lateralen Kompaktion (Baumann und Beer, 2007).....	16
Abbildung 4:	IRM (links), GIZ (rechts).....	19
Abbildung 5:	Vereinfachte Zusammensetzung von GIZ (rot = Säure, blau = Base)	20
Abbildung 6:	Cavit W	21
Abbildung 7:	Clip F	22
Abbildung 8:	SDR	22
Abbildung 9:	Unterschiedliche Eindringtiefe von Methylenblau bei verschiedenen Materialien (links: IRM, Mitte: Cavit G, rechts: GC Caviton (Prabhakar et al., 2017)).....	24
Abbildung 10:	Schematischer Aufbau eines Flüssigkeitsfiltrationstests (Anderson et al., 1988).....	26
Abbildung 11:	Schematischer Aufbau des Glucosepenetrationstests (Xu et al., 2005)	28
Abbildung 12:	Gekürzter Zahn schematisch dargestellt mit Zugangskavität 5 x 2,5 mm und mit Gates-Glidden-Bohrern, Müller-Bohrern und reziproken Feilen erweitertem Kanal	33
Abbildung 13:	PMMA-Form in der Seitenansicht	34
Abbildung 14:	PMMA-Form von oben	34
Abbildung 15:	Gekürztes Eppendorf-Reaktionsgefäß.....	35
Abbildung 16:	Rollrandglas 5 ml	35
Abbildung 17:	Schnappdeckel des Rollrandglases mit gefräster Öffnung	35
Abbildung 18:	Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Schnappdeckel zusammengesteckt mit PMMA-Form und abgedichtet mit Boxing Wachs	35
Abbildung 19:	Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Schnappdeckel zusammengesteckt mit Zahn und abgedichtet mit Boxing Wachs	35

Abbildung 20: Etest® Ampicillin mit eingezeichnetem Hemmhof bei Strep. mutans	38
Abbildung 21: Etest® Ciprofloxacin mit eingezeichnetem Hemmhof bei Strep. mutans	38
Abbildung 22: Etest® Ampicillin mit eingezeichnetem Hemmhof bei A. actinomycetemcomitans	38
Abbildung 23: Etest® Ciprofloxacin mit eingezeichnetem Hemmhof bei A. actinomycetemcomitans	38
Abbildung 24: Etest® Ampicillin bei MRSA, kein Hemmhof vorhanden.....	38
Abbildung 25: Etest® Ciprofloxacin bei MRSA, kein Hemmhof vorhanden	38
Abbildung 26: MRSA, Strep. Mutans, A. actinomycetemcomitans in einem mit 10 µg/ml Ampicillin und 10 µg/ml Ciprofloxacin angesetztem BHI-Nährmedium und steriles BHI-Nährmedium (von links nach rechts)	39
Abbildung 27: Zahn von apikal 7mm mit Ultracal gefüllt	40
Abbildung 28: Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Zahn und Rollrandglas fertig gefüllt und zusammengesteckt.....	43
Abbildung 29: Eppendorf-Reaktionsgefäß mit PMMA-Form und Rollrandglas fertig gefüllt und zusammengesteckt.....	43
Abbildung 30: CHROMagar Platte MRSA II zum Nachweis von MRSA-Keimen ...	44
Abbildung 31: Schematischer Aufbau des Glucosepenetrationstests.....	44
Abbildung 32: Rollrandglas mit durch den Schnappdeckel gestochener Kanüle ...	45
Abbildung 33: fertige Versuchsaufbauten im CO2-Inkubator	46
Abbildung 34: Reaktionsgleichung.....	47
Abbildung 35: Box-Whisker-Plot zu jedem getesteten Material, Zahl oberhalb der Fühler entspricht der Anzahl der dichten Proben am Ende des Versuchszeitraums	51
Abbildung 36: Undichte Proben aller getesteten Materialien als Prozentangabe im Zeitverlauf. Jeder dargestellte Graph entspricht einem Material; je mehr Proben undicht wurden, desto größer ist die Steigung des Graphen.....	52
Abbildung 37: Box-Whisker-Plot zu jedem getesteten Material, Zahl oberhalb der Fühler entspricht der Anzahl der dichten Proben am Ende des Versuchszeitraums	53

Abbildung 38: Undichte Proben aller getesteten Materialien als Prozentangabe im Zeitverlauf. Jeder dargestellte Graph entspricht einem Material, je mehr Proben undicht wurden, desto größer ist die Steigung des Graphen..... 54

Abbildung 39: Zeitverlauf der Glucosekonzentration für alle getesteten Materialien 56

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Einteilung der temporären Füllungsmaterialien nach deren Abbinde­mechanismus.....	18
Tabelle 2:	Gruppeneinteilung und Chargenbezeichnung.....	41
Tabelle 3:	Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests, signifikante Ergebnisse sind fett markiert ($p < 0,01$).....	53
Tabelle 4:	Vergleich der getesteten Materialien mit Angabe der angepassten Signifikanz, Effektstärke und dem daraus resultierenden Effekt; signifikante Ergebnisse sind fett markiert ($p < 0,05$)	55
Tabelle 5:	Glucosekonzentrationen zu den Messungen ($MW \pm SD$, [mg/ml])..	56
Tabelle 6:	Vergleich der getesteten Materialien an Tag 28 mit Angabe der angepassten Signifikanz, Effektstärke und dem daraus resultierenden Effekt; signifikante Ergebnisse sind fett markiert ($p < 0,05$)	57

10 Abkürzungsverzeichnis

ADP	Adenosindiphosphat
AMF	Apical Master File
ATP	Adenosintriphosphat
BHI	Brain Heart Infusion
CAOH₂	Calciumhydroxid
CHX	Chlorhexidin
cm	Zentimeter
CO₂	Kohlenstoffdioxid
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DNA	Desoxyribonukleinsäure
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
ESE	European Society of Endodontology
Etest	Epsilonometertest
FF	Finale File
g	Gramm
G-6-PDH	Glucose-6-phosphatdehydrogenase
GIZ	Glasionomerzement
h	Stunde
H₂O	Wasser
HK	Hexokinase
IAF	Initial Apical File
IRM	Intermediate restorative material
kV	Kilovolt

KZBV	Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung
l	Liter
µg	Mikrogramm
MIC	Minimale Hemmkonzentration
µl	Mikroliter
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mM	Millimolar
µSv	Mikrosievert
MRSA	Methicillin-resistenter <i>Staphylococcus aureus</i>
MW	Mittelwert
NAD	Nikotinamidadenindinukleotid
NADH	Nikotinamidadenindinucleotidhydrid
NaN₃	Natriumazid
NaOCl	Natriumhypochlorit
nm	Nanometer
PMMA	Polymethylmethacrylat
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
SDR	Smart dentin replacement
TERM	Temporary Endo Restorative Material

11 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen herzlich bedanken, die mich während der Erstellung dieser Dissertation begleitet und unterstützt haben.

Besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Prof. Dr. Karin C. Huth MME, Oberärztin der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, für das Überlassen des interessanten Themas und ihrer kompetenten Betreuung.

Zudem bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie und Dekan der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, der mir ermöglichte, diese Studie an seiner Einrichtung durchzuführen.

Darüber hinaus bedanke ich mich vor allem bei meinem Betreuer Herrn Dr. Maximilian Kollmuß, der mir während dieser Zeit mit all seinem Wissen und seinem Engagement tatkräftig zur Seite stand und immer ein offenes Ohr für jegliche Fragestellungen hatte.

Schließlich bedanke ich mich bei meinen Eltern, die das Studium und somit auch diese Dissertation erst ermöglicht und mir zu jeder Zeit wertvollen Rat geboten haben. Des Weiteren gilt besonderer Dank meinen Geschwistern und meinem Freund für die unendliche Geduld und die liebevolle und vielseitige Unterstützung.

Eidesstattliche Versicherung

Moser, Luise

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Untersuchung der Dichtigkeit von temporären Verschlussmaterialien in der Endodontie: Vergleich zweier *in-vitro* Versuchsmethoden“

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.

München, 08.05.2020

Luise Moser