

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kiefergesundheit

der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Einfluss hydraulischer Kalziumsilikatzemente auf die Zahnfarbe
wurzelunreifer Zähne**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Caroline Ortmann

aus Dillingen a.d. Donau

Würzburg, November 2019

Referent: Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl

Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Uwe Gbureck

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 2. August 2021

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Einführung	1
1.2	Wurzelkanalfüllmaterialien.....	3
1.2.1	Anforderungen	3
1.2.2	Guttapercha	4
1.2.3	Wurzelkanalfüllpasten.....	5
1.2.4	Hydraulische Kalziumsilikatzemente.....	6
1.2.4.1	Medcem Medizinischer Portlandzement®.....	6
1.2.4.2	ProRoot® MTA.....	9
1.2.4.3	Medcem MTA®.....	10
1.2.4.4	TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty.....	11
1.3	Zahnverfärbungen	13
1.3.1	Extrinsische Zahnverfärbungen	13
1.3.2	Intrinsische Zahnverfärbungen	14
1.4	Farbbestimmung in der Zahnmedizin	16
1.4.1	Farbe und Farbordnungssysteme.....	16
1.4.2	Visuelle Farbbestimmung	17
1.4.3	Digitale Farbbestimmung	19
1.5	Fragestellung.....	21
2	Material und Methode	22
2.1	Auswahl und Vorbereitung der Testzähne.....	22
2.2	Einbetten der Zähne	24
2.3	Einteilung der Versuchsgruppen.....	25
2.4	Endodontisches Spülprotokoll	27
2.5	Obturation des Wurzelkanals	27
2.6	Deckfüllung und Röntgenkontrolle.....	30
2.7	Farbmessung mittels Spektrophotometer.....	33
2.8	Trimmen der Proben und Entfernen der Wurzelkanalfüllung	35

Inhaltsverzeichnis

2.9	Elementanalyse mit energiedispersiver Röntgenspektroskopie (EDX).....	35
2.10	Erhebung der Daten und statistische Auswertung.....	36
3	Ergebnisse.....	38
3.1	Ergebnisse der Farbmessung mit dem Spektrophotometer	38
3.1.1	Übersicht.....	38
3.1.2	Einfluss der Zemente auf die Zahnfarbe	45
3.1.3	Einfluss von Blut auf die Zahnfarbe	45
3.1.4	Vergleich der Farbänderung in G08-MPC-Bi-B und G09-MPC-Bi-Retro-B in Abhängigkeit von orthograd oder retrograd eingebrachtem Zement-Plug	48
3.1.5	Einfluss der adhäsiven Dentinversiegelung auf die Farbänderung in G08-MPC-Bi-B und G10-MPC-Bi-Adh-B	49
3.1.5	Einfluss der Materialien Zement, Guttapercha, Sealer und Komposit auf die Zahnfarbe im Zeitintervall T1 bis T5	50
3.2	Ergebnisse der Elementanalyse mittels EDX	51
3.2.1	EDX-Analyse von G01-PRMTA und G02-PRMTA-B	52
3.2.2	EDX-Analyse von G03-MMTA und G04-MMTA-B	53
3.2.3	EDX-Analyse von G05-TF und G06-TF-B.....	55
3.2.4	EDX-Analyse von G07-MPC-Bi, G08-MPC-Bi-B, G09-MPC-Bi-Retro-B und G10-MPC-Bi-Adh-B.....	57
3.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	61
4	Diskussion.....	63
4.1	Diskussion der Methodik	63
4.1.1	Bedeutung von In-vitro-Untersuchungen für die Klinik.....	63
4.1.2	Auswahl der Zähne.....	63
4.1.3	Lagerung der Zähne	65
4.1.4	Chemomechanische Aufbereitung des Wurzelkanals.....	66
4.1.5	Einfluss des Behandlers	68
4.1.6	Wurzelfülltechnik.....	69
4.1.7	Retrograde Wurzelkanalfüllung.....	70
4.1.8	Adhäsive Versiegelung des Pulpakavums.....	70

Inhaltsverzeichnis

4.1.9	Legen der Deckfüllung	71
4.1.10	Farbbestimmung mittels Spektrophotometer	71
4.1.11	Elementanalyse	73
4.2	Diskussion der Ergebnisse	74
4.2.1	Einfluss der Zemente	74
4.2.2	Einfluss von Blut	77
4.2.3	Dauer der Zahnverfärbung.....	78
4.2.4	Einfluss der Fülltechnik.....	79
4.2.5	Ermittlung des am stärksten verfärbenden Füllmaterials zwischen T1 und T5.....	80
4.2.6	Elementanalyse mittels EDX.....	81
5	Zusammenfassung und klinische Relevanz.....	83
6	Literaturverzeichnis	86
7	Anhang.....	104
7.1	Materialverzeichnis.....	104
7.2	Abbildungsverzeichnis.....	116
7.3	Tabellenverzeichnis.....	118
7.1	Abkürzungsverzeichnis.....	119
	Danksagung.....	
	Lebenslauf	

1 Einleitung

1.1 Einführung

In der Zahnheilkunde stellt die Behandlung von Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum bis heute eine Herausforderung für den Behandler dar. Eine konventionelle Wurzelkanalbehandlung ist aufgrund dünner Wurzelkanalwände und des offenen Apex erschwert (Eickhoff et al. 2013; Trope 2010). Daher wird mit der Apexifikation die Formation einer apikalen Barriere angestrebt (Trope 2010). Lange Zeit galt Kalziumhydroxid als Mittel der Wahl für die Apexifikation (Rafter 2005). Kalziumhydroxid setzt Hydroxylionen frei und zeigt eine antibakterielle (Estrela et al. 1995) sowie gewebeaufquellende Wirkung (Türkün & Cengiz 1997). Resorptive Prozesse werden gehemmt (Hammarström et al. 1986) und die Hartgewebsbildung induziert (Hülsmann 2008).

Die Behandlungsdauer erstreckt sich in mehreren Sitzungen über 5-20 Monate (Sheehy & Roberts 1997). Während dieses Zeitraumes besteht die Gefahr der Reinfektion des Wurzelkanalsystems bei Verlust der temporären Füllung (Sheehy & Roberts 1997). Weiterhin kann Kalziumhydroxid das Dentin durch die lange Einwirkdauer schwächen, wodurch das Risiko einer Wurzelfraktur deutlich steigt (Andreasen et al. 2002; Hatibović-Kofman et al. 2008).

Mit der Einführung von Kalziumsilikatzementen in der Zahnheilkunde wie z.B. Mineral Trioxid Aggregat (MTA) wird eine Apexifikation in einer einzigen Behandlungssitzung ermöglicht (Witherspoon & Ham 2001), was Zeit spart und das Frakturrisiko der Zahnhartsubstanz minimiert. Durch seinen hohen pH-Wert schafft MTA außerdem ein antibakterielles Milieu (Eldeniz et al. 2006; Torabinejad et al. 1995b).

MTA bildet selbst eine apikale Hartsubstanzbarriere. Zudem stimuliert MTA die Freisetzung von Zytokinen (Huang et al. 2005; Mitchell et al. 1999) und fördert die Differenzierung und Migration von hartgewebsbildenden Zellen (Kuratate et al. 2008). Auf der Oberfläche des MTA bildet sich Hydroxylapatit (Bozeman et al. 2006) bzw. Carbonatapatit (Reyes-Carmona et al. 2009).

Beim Vergleich zwischen MTA und Kalziumhydroxid herrscht in der Literatur Uneinigkeit über die Qualität des apikalen Verschlusses sowie über die Menge

Einleitung

an gebildetem Hartgewebe (Ham et al. 2005; Lin et al. 2016; Shabahang et al. 1999).

Dem zeitlichen Vorteil in der Anwendung von MTA im klinischen Alltag stehen die schwierige Handhabung (Tanalp et al. 2012; von Arx 2011), die lange Abbindezeit (Torabinejad et al. 1995a), das Fehlen eines Lösungsmittels (Boutsioukis et al. 2008), die schwierige Revidierbarkeit (Boutsioukis et al. 2008) und die hohen Kosten (Tanalp et al. 2012) als Nachteile gegenüber. Aus ästhetischer Sicht stellt die Zahnverfärbung durch Kalziumsilikatzemente und deren Bestandteile (Mozynska et al. 2017) das größte Problem dar. Ursächlich ist nach den meisten Theorien die Oxidation von Schwermetalloxiden wie beispielsweise Bismut und Eisen (Mozynska et al. 2017). Aus diesem Grund wurden zahlreiche neue Materialien mit veränderter Zusammensetzung entwickelt. In verschiedenen Studien zu Zahnverfärbungen wurden diese mit dem MTA, welches das erste Produkt auf dem Markt war, verglichen. In der Literatur wird über unterschiedlich ausgeprägte Farbveränderungen ein und desselben Materials in Abhängigkeit der Applikationsmethode, der Spülflüssigkeiten, der Lagerungsbedingungen, der verwendeten Messgeräte sowie der Beobachtungszeiträume berichtet, wobei letzteres die Farbänderung am meisten beeinflusst (Mozynska et al. 2017). Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass die Zahnverfärbung durch vorherige adhäsive Versiegelung gemindert werden kann (Akbari et al. 2012; Shokouhinejad et al. 2017) und bei Kontamination mit Blut stärker ausfällt (Felman & Parashos 2013; Guimaraes et al. 2015; Lenherr et al. 2012; Marin et al. 1997; Shokouhinejad et al. 2016). Das verfärbende Potenzial wurde in mehreren Studien untersucht, jedoch wurde der getestete Zement teilweise ohne Kontakt zu jeglicher Zahnhartsubstanz (Guimaraes et al. 2015; Kang et al. 2015), an Schmelz-Dentin-Blöcken (Dettwiler et al. 2016; Lenherr et al. 2012), im Bereich der Krone (Kang et al. 2015; Vallés et al. 2015) oder im koronalen Anteil der Wurzel (Jang et al. 2013) appliziert. Sealer und Guttapercha kamen nur vereinzelt zur Anwendung (Jang et al. 2013). Von klinischer Relevanz ist bei der Apexifikation jedoch der Zementstopp, gefolgt von darüberliegender Wurzelkanalfüllung aus Guttapercha und Sealer mit einer Deckfüllung aus Komposit. Diese klinische Situation wurde bisher in keiner In-vitro-Studie simuliert.

Einleitung

Studien zeigen zwar den klinischen und radiologischen Erfolg der Behandlung von wurzelunreifen Zähnen mit apikalen MTA Plugs (Moore et al. 2011; Ree & Schwartz 2017). Es wurden jedoch auch koronale Zahnverfärbungen beobachtet, obwohl der Plug im apikalen Bereich des Wurzelkanals und damit weit entfernt vom zervikalen Rand gesetzt wurde (Moore et al. 2011; Ree & Schwartz 2017). Der Grund für die koronale Verfärbung ist in der Wissenschaft bislang wenig erforscht.

1.2 Wurzelkanalfüllmaterialien

1.2.1 Anforderungen

Wurzelkanalfüllmaterialien sollen „das gesamte Wurzelkanalsystem dauerhaft hermetisch und biokompatibel verschließen, um die Passage von Flüssigkeiten und Mikroorganismen im Wurzelkanal von apikal und von koronal zu verhindern“ (Schäfer & Hickel 2000). Schäfer & Hickel (2000) fordern eine Kombination aus einem (halb-)festen Kernmaterial und einem Sealer, da weder das Kernmaterial (Tagger et al. 1994), noch der Sealer (Hülsmann 1991) alleine den gesamten Wurzelkanal dauerhaft dicht verschließen. Der Sealer dient dem Ausgleich von Inkongruenzen zwischen dem Kernmaterial und der Wurzelkanalwand (Schäfer & Hickel 2000) und sollte aufgrund der Abbindekontraktion (Hülsmann 1991) möglichst in geringer Menge verwendet werden.

In Anlehnung an die Qualitätsleitlinien der Europäischen Gesellschaft für Endodontologie (European Society of Endodontology 2006) und Grossman (1981b) sind an Wurzelfüllmaterialien folgende Anforderungen zu stellen:

- Leichte Einführbarkeit
- Sterilität bzw. Sterilisierbarkeit
- Biokompatibilität
- Bakteriostatische Wirkung oder zumindest keine Förderung von bakteriellem Wachstum
- Abdichtungsvermögen
- Dimensionsstabilität
- Radioopazität

Einleitung

- Leichte Entfernbarkeit
- Kein Verfärbungspotenzial

1.2.2 Guttapercha

In der Zahnmedizin finden meist halb feste Guttaperchastifte für die Wurzelkanalobturation Anwendung. Die Guttapercha wurde 1867 von Bowman eingeführt (Lischer et al. 1938) und gilt seitdem als Mittel der Wahl (Grossman 1981b). Guttaperchastifte sind folgendermaßen zusammengesetzt (Hülsmann 2008):

Table 1: Zusammensetzung von Guttaperchastiften.

Inhaltsstoff	Anteil [Gew.-%]	Aufgabe
Guttapercha	19-45	Obturation
Zinkoxid	33-61,5	Antibakterielle Wirkung (Moorer & Genet 1982)
Wachse, Kunststoffe	1,0 – 4,1	Weichmacher
Schwermetallsulfate	1,5 – 31,2	Röntgenkontrastmittel
Farbstoffe	1,5 – 3,4	ISO-Kodierung
Spurenelemente (Cd, Cu, Fe, Ti, S)		

Chemisch betrachtet liegt Guttapercha in zwei verschiedenen Formen vor (Hülsmann 2008). α -Guttapercha findet bei thermoplastischen Fülltechniken Verwendung (Hülsmann 2008) und β -Guttapercha ist in Guttaperchastiften enthalten (Hülsmann 2008), wobei der Schmelzpunkt von β -Guttapercha bei gleichen mechanischen Eigenschaften um 9°C niedriger liegt (Goodman et al. 1974). Guttaperchastifte zeigen eine geringe antimikrobielle Wirkung (Moorer & Genet 1982). Hinsichtlich der Handhabung, des Abdichtungsverhaltens und der Entfernbarkeit sind sie als positiv zu werten. Bei direktem Zellkontakt zeigt sich jedoch eine Zytotoxizität (Pascon & Spangberg 1990). Guttapercha hat außerdem Einfluss auf die Zahnfarbe (Partovi et al. 2006; van der Burgt & Plasschaert 1985).

1.2.3 Wurzelkanalfüllpasten

Als empfehlenswert gelten erhärtende Wurzelkanalfüllpasten auf Epoxidharzbasis (Schäfer & Hickel 2000). Sie zeichnen sich durch sehr gutes Abdichtungsvermögen aus (Schroeder 1954). 1954 wurde AH 26 als erstes Produkt auf Epoxidharzbasis von Schroeder vorgestellt (Schroeder 1954). AH 26 enthält Hexamethylentetramin, welches in saurem Milieu eine Abspaltung von Formaldehyd bewirkt (Auterhoff et al. 1999). Zytotoxische Effekte an menschlichen Gingivafibroblasten (Briseno & Willershausen 1991), aber auch mutagene Effekte durch enthaltenen Bisphenol-A-diglycidylether sowie während der Abbindereaktion freigesetztes Formaldehyd (Ersev et al. 1999) und eine Neurotoxizität (Brodin et al. 1982) wurden beobachtet. Das neu entwickelte Produkt AH Plus® (Fa. Dentsply DeTrey) ist AH 26 in seiner Biokompatibilität überlegen (Leyhausen et al. 1999). Es enthält kein Hexamethylentetramin (Wesselink 1995), wodurch kein Formaldehyd freigesetzt wird (Koulaouzidou et al. 1998) und somit keine genotoxischen und mutagenen Effekte auftreten (Leyhausen et al. 1999). AH Plus® ist als Zwei-Komponenten-System erhältlich und nach Hersteller wie folgt zusammengesetzt:

Tabelle 2: Zusammensetzung von AH Plus®.

Paste A	Paste B
Bisphenol-A Epoxidharz	Dibenzyl-Diamin
Bisphenol-F Epoxidharz	Aminoadamantan
Calciumwolframat	Tricyclodecan-Diamin
Zirkoniumoxid	Calciumwolframat
Hochdisperses Siliciumdioxid	Zirkoniumoxid
Eisenoxid	Hochdisperses Siliciumdioxid
	Silikonöl

Einleitung

Nach Herstellerangaben reagieren Diepoxide und Diamine im Zuge einer Polyadditionsreaktion zu Epoxidaminen (Fa. Dentsply DeTrey). Die speziellen Diamine sorgen für die Entstehung eines dimensionsstabilen Materials, welches durch seine innere Flexibilität temperaturbedingte oder durch mechanischen Stress bedingte Spannung absorbieren kann. Die Polyaddition dauert nach Herstellerangaben in Abhängigkeit von der jeweiligen Temperatur mehrere Stunden (Fa. Dentsply DeTrey). Die Verarbeitungszeit beläuft sich auf über 2 Stunden und die Abbindezeit auf ca. 8 Stunden und 20 Minuten (McMichen et al. 2003). AH Plus® zeigt nach 12 Wochen eine Löslichkeit von 0,32% (McMichen et al. 2003). Laut Hersteller beträgt die Polymerisationsschrumpfung 1,76 Vol.%, die lineare Expansion $0,129 \pm 0,08$ %, der Fließwert 36 mm Al, die Radioopazität 13,6 mm Al (Fa. Dentsply DeTrey) und die Filmdicke 13 μm (Hülsmann 2008), jeweils gemäß Technical Committee ISO/TC 106 (2012). In verschiedenen Studien wurde die Haftung am Dentin untersucht und Werte zwischen 1,19 MPa und 6,24 MPa erzielt (Gogos et al. 2004; Saleh et al. 2002). Bei der Untersuchung auf Leakage mittels Farbstoffpenetration werden in der Literatur Werte zwischen 0,8 mm (Lussi et al. 2000) und 2,87 mm (Sevimay & Kalayci 2005) angegeben. Miletić et al. (1999) untersuchten das Leakage über den Austritt von Luftbläschen in einem Kapillarröhrchen und bestätigten, dass AH Plus® mit $0,330 \pm 0,085$ μL ein sehr gutes Abdichtungsverhalten besitzt.

In der vorliegenden Studie wurde AH Plus® verwendet, da dieser Sealer aufgrund seiner überlegenen Randdichtigkeit (Lone et al. 2018) als Goldstandard in der Endodontie gilt.

1.2.4 Hydraulische Kalziumsilikatzemente

1.2.4.1 Medcem Medizinischer Portlandzement®

Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) ist laut Hersteller reiner medizinischer Portlandzement ohne jegliche Zusatzstoffe. Tabelle 3 zeigt die Zusammensetzung:

Einleitung

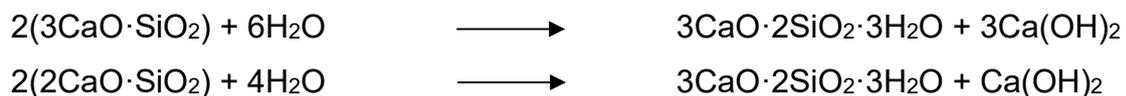
Tabelle 3: Zusammensetzung von Portlandzement nach Torabinejad & White (1998).

Verbindung	Formel
Trikalziumsilikat	3 CaO·SiO ₂
Dikalziumsilikat	2 CaO·SiO ₂
Trikalziumaluminat	3 CaO·Al ₂ O ₃
Tetrakalziumaluminatferrit	4 CaO·Al ₂ O ₃ ·Fe ₂ O ₃
Gips	CaSO ₄ ·2H ₂ O

Erhältlich in Kapseln oder auch als offenes Pulver wird Medcem Medizinischer Portlandzement® nach Herstellerangaben mit destilliertem Wasser zu einer dickflüssigen, cremigen Konsistenz angemischt. Die Verarbeitungszeit beläuft sich auf ca. fünf Minuten, die Abbindezeit auf ca. vier Stunden.

Die Abbindereaktion erfolgt in vier Phasen (Odler 1998):

Während der Präinduktionsphase wird Trikalziumsilikat hydrolysiert, wobei sich Kalziumsilikathydratgel (CSH) an der Oberfläche der Zementpartikel bildet. Eine kleine Menge Dikalziumsilikat wird ebenfalls hydrolysiert (Odler 1998).



nach Camilleri (2007)

Trikalziumaluminat durchläuft eine Hydrolyse und reagiert mit Kalzium- und Sulfationen zu Ettringit. Dies fällt ebenfalls auf der Oberfläche der Zementpartikel aus (Odler 1998).



nach Altan & Tosun (2016)

Einleitung

Tetrakalziumaluminatferrit reagiert auf eine ähnliche Art und Weise wie Trikalziumaluminat und bildet Ettringit (Odler 1998).

Die erste Phase der Abbindereaktion dauert wenige Minuten. Am Ende der Präinduktionsphase nimmt die Reaktionsgeschwindigkeit durch die Hydratationsprodukte, welche sich an die Zementpartikel anlagern, ab. Durch den Kontakt von noch nicht hydratisierten Teilen des Zementes mit der Flüssigkeit steigt die Ionenkonzentration an (Odler 1998).

In der anschließenden Induktionsphase bzw. Ruhephase schreitet die Hydratation langsam voran. Die Kalziumhydroxidkonzentration nimmt nach Erreichen der maximalen Konzentration ab, die Sulfationenkonzentration bleibt hingegen konstant (Odler 1998). Sobald der Mantel aus Kalziumsilikathydratgel aufbricht, schreitet die Hydratation weiter fort (Moir 2003).

Drei bis zwölf Stunden nach Anmischen des Zementes kommt es in der Beschleunigungsphase zu einer vermehrten Hydratation von Trikalziumsilikat zu Kalziumsilikathydratgel sowie zu einer vermehrten Hydratation von Dikalziumsilikat (Odler 1998). Außerdem fällt kristallines Kalziumhydroxid (Portlandit) aus. Kalziumsulfat wird vollständig aufgelöst. Die daraus resultierenden Sulfationen nehmen ab, bedingt durch die Bildung von Ettringit sowie durch die Anhaftung der Ionen an dem gebildeten Kalziumsilikathydratgel. In der Nachbeschleunigungsphase wird die Hydratation verlangsamt. Durch die Hydratation von Trikalziumsilikat und Dikalziumsilikat wird weiterhin Silikathydratgel gebildet. Mangels Kalziumsulfat wird Ettringit in Monosulfat umgewandelt (Odler 1998).

Portlandzement besitzt einen Tag nach dem Anmischen eine Druckfestigkeit von $28,06 \pm 4,31$ MPa. Diese steigt nach drei Tagen auf $43,36$ MPa und nimmt nach sieben Tagen mit $32,10 \pm 1,01$ MPa wieder etwas ab (Hwang et al. 2011). Die Radioopazität beträgt nach Herstellerangaben etwa $1,5$ mm Al. Portlandzement weist wie MTA eine ähnlich geringe Zytotoxizität auf (Abdullah et al. 2002).

Indiziert ist das Material bei einer Überkappung, Apexifikation (Cai et al. 2017), Pulpotomie (Bhagat et al. 2016) sowie bei der Deckung einer Perforation (Borges et al. 2014).

1.2.4.2 ProRoot® MTA

Das Material Mineral Trioxid Aggregat (MTA) wurde von Torabinejad als erstes zahnmedizinisches Material aus der Gruppe der hydraulischen Kalziumsilikatzemente in den 90er Jahren des 20. Jahrhunderts an der Universität von Loma Linda in Kalifornien entwickelt und 1997 von der Food and Drug Administration freigegeben. Es gab zunächst eine graue und eine weiße Variante, wobei seit 2002 nur noch letztere auf dem Markt ist.

ProRoot® MTA (Fa. Dentsply) besteht aus 75 Gew.-% Portlandzement, 20 Gew.-% Bismutoxid und 5 Gew.-% Kalziumsulfatdihydrat (Kang et al. 2015). Tabelle 4 zeigt die exakte Zusammensetzung:

Tabelle 4: Zusammensetzung von ProRoot® MTA.

Verbindung	Formel
Bismutoxid	Bi_2O_3
Trikalziumsilikat	$3 \text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$
Dikalziumsilikat	$2 \text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$
Trikalziumaluminat	$3 \text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$
Tetralziumaluminatferrit	$4 \text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$
Gips	$\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$

Ein Beutel ProRoot® MTA wird mit einer Mikrodosis-Ampulle destilliertem Wasser angemischt, wobei das Wasser nach und nach unter das Pulver gemengt wird. Es kommt zur Hydratisierung des Pulvers und es entsteht ein kolloidales Gel. Die Verarbeitungszeit beträgt ca. fünf Minuten, die Abbindezeit ca. vier Stunden.

Der Hydratationsprozess läuft ähnlich wie bei Portlandzement in vier Phasen ab (Li & Coleman 2015). Der Einfluss des als Röntgenkontrastmittel zugesetzten Bismut(III)-oxids (Bi_2O_3) auf die Hydratation wird kontrovers diskutiert. Während in einer Studie von Li & Coleman (2015) keine Beeinflussung des Hydratationsprozesses durch Bi_2O_3 nachgewiesen werden konnte, berichtet Camilleri (2007) von einem veränderten Hydratationsprozess. Bismut ist als nicht umgesetzter Füllstoff in hydratisiertem MTA enthalten und bildet einen Teil des

Einleitung

Kalziumsilikathydratgels. Durch Bismut wird die Mikrostruktur des Zementes verändert (Camilleri 2007). Des Weiteren ist Bismut ursächlich für Zahnverfärbungen (Kang et al. 2015; Marciano et al. 2014).

MTA enthält herstellungsbedingt weniger Aluminium als Portlandzement. Durch diesen Mangel entsteht bei der Hydratation weniger Ettringit und Monosulfat, was sich in einer porösen Struktur im Vergleich zu Portlandzement äußert (Camilleri 2007).

Hydratisiertes MTA zeigt initial einen pH-Wert von 10,2. Dieser steigt nach 3 Stunden auf 12,5 (Torabinejad et al. 1995a). Die Druckfestigkeit beträgt 40,0 MPa nach 24 Stunden und 67,3 MPa nach 21 Tagen (Torabinejad et al. 1995a). Kollmuss et al. (2017) geben eine Fließrate von $7,7 \pm 0,1$ mm, eine Radioopazität von $7,58 \pm 0,1$ mm Al, eine Löslichkeit von 0,5% und eine Filmdicke von $0,53 \pm 0,01$ mm gemäß ISO 6878 an. Bei Untersuchungen zur Randdichtigkeit zeigte MTA im Vergleich zu Materialien mit ähnlichem Indikationsbereich (Super EBA, Amalgam oder IRM) meist bessere oder ebenbürtige Ergebnisse (Schönenberger Göhring et al. 2004). MTA wirkt antibakteriell gegen fakultativ anaerobe Bakterien (Torabinejad et al. 1995b) und zeigt eine gute Biokompatibilität (Koh et al. 1998) sowie eine geringere Zytotoxizität gegenüber menschlichen Fibroblasten des Parodonts als Super EBA (Keiser et al. 2000). Der Indikationsbereich von ProRoot® MTA liegt in der einzeitigen Apexifikation bei offenem Apex (Pace et al. 2014), der retrograden Wurzelfüllung (Gandolfi et al. 2010), der Überkappung der vitalen Pulpa (Li et al. 2015), der Pulpotomie (Shirvani et al. 2014), der Deckung von Wurzelperforationen (Mente et al. 2014) sowie in der Reparatur von Wurzelresorptionen (Mehra et al. 2018).

1.2.4.3 Medcem MTA®

Medcem MTA® (Fa. Medcem) besteht nach Herstellerangaben aus Medcem Medizinischem Portlandzement® und dem farbstabilen Röntgenkontrastmittel Zirkoniumoxid. Tabelle 5 zeigt die Zusammensetzung:

Tabelle 5: Zusammensetzung von Medcem MTA®.

Verbindung	Formel
Zirkoniumoxid	ZrO ₂
Trikalziumsilikat	3 CaO·SiO ₂
Dikalziumsilikat	2 CaO·SiO ₂
Trikalziumaluminat	3 CaO·Al ₂ O ₃
Tetrakalziumaluminatferrit	4 CaO·Al ₂ O ₃ ·Fe ₂ O ₃
Gips	CaSO ₄ ·2H ₂ O

Der Zement ist in Kapseln oder auch als Pulver erhältlich und wird nach Herstellerangaben mit Wasser zu einer dickflüssig cremigen Konsistenz angemischt. Die Verarbeitungszeit beläuft sich auf ca. fünf Minuten, die Abbindezeit auf ca. vier Stunden. Die Abbindezeit ähnelt der des ProRoot® MTA (Martens et al. 2015).

Medcem MTA® zeigt gemäß ISO 6878 eine Fließrate von $9,5 \pm 0,02$ mm, eine Radioopazität von $3,73 \pm 0,1$ mm Al, eine Löslichkeit $< 0,1\%$ und eine Filmdicke von $0,27 \pm 0,01$ mm (Kollmuss et al. 2017).

Indiziert ist das Material bei der Apexifikation (Pace et al. 2014), Überkappung der vitalen Pulpa (Li et al. 2015), Pulpotomie (Shirvani et al. 2014), Deckung einer Wurzelperforation (Mente et al. 2014) sowie in der chirurgischen Endodontie (Gandolfi et al. 2010).

1.2.4.4 TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty

Im Jahr 2009 führte die Firma Brasseler USA® das Material Endosequence BC Sealer ein. Dieses ist seit 2013 auf dem deutschen Markt unter dem Namen „TotalFill® BC Sealer™“ erhältlich. Neben der dünnfließenden Variante des Sealers ist die hochvisköse Variante in Form des TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty (Fa. Brasseler) erhältlich. TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty ist wie folgt zusammengesetzt:

Einleitung

Tabelle 6: Zusammensetzung von TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty.
(Quelle: Sicherheitsdatenblatt zu TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty, Fa. Brasseler)

Verbindung	Formel
Zirkoniumoxid	ZrO ₂
Trikalziumsilikat	3 CaO·SiO ₂
Dikalziumsilikat	2 CaO·SiO ₂
Tantalpentoxid	Ta ₂ O ₅
Monobasisches Kalziumphosphat (Zamparini et al. 2018)	Ca(H ₂ PO ₄) ₂
Kalziumsulfat	CaSO ₄
Füllstoffe	
Verdickungsmittel (Knupfer 2014)	

Das biokeramische Material steht bereits vorgemischt in vorgeladenen Spritzen zu 0,3 g zur Verfügung. Zum Abbinden benötigt es Feuchtigkeit. Die Verarbeitungszeit beträgt laut Hersteller mehr als 30 Minuten, die Abbindezeit ca. 20 Minuten.

In der Literatur existiert keine Information über die Abbindereaktion von TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty. Das Material unterscheidet sich von TotalFill® BC Sealer™ lediglich durch die Anwesenheit von Kalziumsulfat und Tantalpentoxid anstatt Kalziumhydroxid (Fa. Brasseler). Somit kann nur vermutet werden, dass die Abbindereaktion von TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty ähnlich wie bei TotalFill® BC Sealer™ abläuft.

TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty hat laut Hersteller einen pH-Wert von 12. Dieses Material und TotalFill® BC RRM™ Putty haben nach Herstellerangaben dieselben Materialeigenschaften, sodass von einer ähnlichen Radioopazität von $9,17 \pm 0,34$ mm Al (Zamparini et al. 2018) ausgegangen werden kann.

TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty enthält als Röntgenkontrastmittel Zirkoniumoxid und Tantalpentoxid. Diese gelten im Gegensatz zu Bismutoxid als farbstabil (Mozynska et al. 2017).

In der Literatur gibt es unterschiedliche Aussagen über die Randdichtigkeit. Während Nair et al. (2011) diesbezüglich keinen signifikanten Unterschied

Einleitung

zwischen Endosequence BC RR Material und weißem ProRoot MTA feststellen konnte, gehen Hirschberg et al. (2013) von einem signifikant geringeren Abdichtungsvermögen bei Endosequence BC RR Material im Vergleich zu ProRoot MTA aus.

Biokeramische Materialien besitzen durch ihre Mikrostruktur (Berry et al. 2004) eine bessere Zelladhäsion als ProRoot MTA und Super EBA (Jiang et al. 2014). Durch die hervorragende Biokompatibilität ist eine verstärkte Zellvermehrung in den ersten drei Tagen im Vergleich zu MTA möglich (Liu et al. 2015). Während Ma et al. (2011) von einer ähnlich hohen Biokompatibilität von Endosequence RR Material und MTA ausgehen, geben Modareszadeh et al. (2012) eine Abnahme der Bioaktivität bei Endosequence RR Material an. In Untersuchungen zur Bioaktivität zeigte sich ein Ausfall von Apatitkristallen an der Zementoberfläche und an der Grenzfläche zwischen Dentin und Zement (Shokouhinejad et al. 2012).

Biokeramische Materialien eignen sich u.a. für die Apexifikation, retrograde Füllung, Reparatur einer Wurzelperforation, Pulpaüberkappung sowie Pulpotomie (Debelian & Trope 2016).

1.3 Zahnverfärbungen

Zahnverfärbungen lassen sich in extrinsische und intrinsische Verfärbungen oder in eine Kombination aus beiden einteilen. Sie unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Ätiologie, ihres Aussehens, ihrer Zusammensetzung, ihrer Lokalisation, ihrer Härte und ihres Adhäsionsvermögens (Hattab et al. 1999).

1.3.1 Extrinsische Zahnverfärbungen

Extrinsische Zahnverfärbungen werden durch extrinsische Mittel hervorgerufen und sind an der Außenfläche der Zähne lokalisiert (Hattab et al. 1999). Baden (1970) unterschied zwischen metallischer und nicht metallischer Verfärbung. Diese Klassifikation wird von Nathoo (1997) kritisch betrachtet. Er schlägt daher eine neue Klassifikation (siehe Tabelle 7) vor:

Tabelle 7: Klassifikation von extrinsischen Zahnverfärbungen nach Nathoo (1997).

N1-Typ	Chromogen bindet an Zahnoberfläche und verursacht Verfärbung Farbe des Chromogens entspricht der Verfärbung
N2-Typ	Chromogen bindet am Zahn und verändert dann seine Farbe
N3-Typ	Farblose Substanz oder ein Prächromogen bindet am Zahn und durchläuft eine chemische Reaktion, wodurch Verfärbung entsteht

Chromogene stammen aus Nahrungsquellen wie z.B. Tee oder Kaffee, Tabak (Watts & Addy 2001) und Mundspüllösungen (Moreira et al. 2013). Sie binden an der Zahnoberfläche über verschiedene Wechselwirkungen wie z.B. Van-der-Waals-Kräfte, ionische Kräfte, hydrophobe Wechselwirkungen, Wasserstoffbrückenbindungen (Nathoo 1997; Scannapieco & Levine 1990), Dipol-Dipol-Wechselwirkungen und Hydratationskräfte (Nathoo 1997). Die Stärke der Adhäsion von Chromogenen an der Zahnoberfläche hängt vom jeweiligen Material ab (Nathoo 1997). Der Mechanismus, welcher die Stärke dieser Adhäsion bestimmt, ist noch nicht vollständig geklärt (Nathoo 1997), ebenso wenig wie die Art der bindenden Moleküle (Joiner et al. 2003).

Während sich Verfärbungen vom N1-Typ durch gute Mundhygiene des Patienten (Nathoo 1997) mit Zahnpasta entfernen lassen (Soares et al. 2015), so ist bei Verfärbungen vom N2-Typ eventuell eine professionelle Zahnreinigung (Nathoo 1997) mit abrasiven Substanzen nötig. Verfärbungen vom N3-Typ sind noch schwieriger zu entfernen und erfordern ggf. den Einsatz von Oxidationsmitteln (Solheim et al. 1980).

1.3.2 Intrinsische Zahnverfärbungen

Bei intrinsischen Verfärbungen wird chromogenes Material in den Zahnschmelz und in das Dentin aufgenommen. Es können präeruptive von posteruptiven Verfärbungen unterschieden werden (Hattab et al. 1999).

Zu den angeborenen präeruptiven Verfärbungen zählen u.a. die Amelogenesis imperfecta, Dentinogenesis imperfecta, Sichelzellanämie und kongenitale erythropoetische Porphyrie (Hattab et al. 1999).

Einleitung

Erworbene präeruptive Zahnverfärbungen könne einzelne Zähne wie beispielsweise Turner-Zahn oder mehrere Zähne wie Fluorose, tetrazyklinbedingte Verfärbungen und Erythroblastosis fetalis betreffen (Hattab et al. 1999).

Posteruptive Verfärbungen können traumabedingt sein. Nach Ruptur von Blutgefäßen dringen Blutbestandteile in die Dentintubuli (Grossman 1981a). Beim Hämoglobinabbau wird Eisen freigesetzt, welches mit dem von Bakterien produzierten Schwefelwasserstoff zu Eisensulfid reagiert (Grossman 1981a).

Nekrotisches Pulpagewebe beeinflusst ebenfalls die Zahnfarbe (Guldener & Langeland 1993). Auch Spülflüssigkeiten wie z.B. Natriumhypochlorit-Lösung (Gutierrez & Guzman 1968), Medikamente wie z.B. Ledermix (Kim et al. 2000) und Füllungsmaterialien wie z.B. Sealer (Forghani et al. 2016), Guttapercha (Partovi et al. 2006; van der Burgt & Plasschaert 1985) oder Wurzelkanalzemente (Mozynska et al. 2017) können Verfärbungen verursachen.

Hydraulische Kalziumsilikatzemente verursachen unterschiedlich starke Verfärbungen (Mozynska et al. 2017). Während ProRoot MTA in mehreren Studien zu starken Verfärbungen führte (Kang et al. 2015; Mozynska et al. 2017; Vallés et al. 2015), wurde bei Portlandzement und Endosequence Root Repair Material ein geringeres Verfärbungspotenzial beobachtet (Mozynska et al. 2017). Anzumerken ist, dass in diesen Studien die koronale Zahnverfärbung bei einem koronal gesetzten Zement-Plug untersucht wurde (Kang et al. 2015; Vallés et al. 2015). Die Auswirkung eines apikalen Zement-Plugs auf die Farbe der Zahnkrone ist jedoch bis heute wenig erforscht.

Intrinsische Zahnverfärbungen können mittels Bleaching behandelt werden. Dabei kommen beispielsweise Wasserstoffperoxid, Carbamidperoxid und Natriumperborat als oxidierende Mittel zum Einsatz, welche in Schmelz und Dentin eindringen (Hattab et al. 1999). Sie spalten reaktiven Sauerstoff ab, welcher die gewünschte Redoxreaktion in Gang setzt. Man unterscheidet Bleaching Methoden an vitalen von avitalen Zähnen (Hattab et al. 1999).

Vitale Zähne können mit einer externen Bleichtherapie im Rahmen des In-Office- oder Home-Bleachings behandelt werden (Hattab et al. 1999). Bei avitalen Zähnen hat sich die Walking-Bleach-Technik durchgesetzt (Hattab et al. 1999).

Einleitung

Eine Sonderform ist die sogenannte internalisierte Verfärbung (Watts & Addy 2001). Hierbei wird eine extrinsische Verfärbung über Schmelzdefekte oder auch über freiliegendes Dentin in die Zahnhartsubstanz aufgenommen (Watts & Addy 2001).

1.4 Farbbestimmung in der Zahnmedizin

1.4.1 Farbe und Farbordnungssysteme

Der Sinneseindruck Farbe wird von der Art und Intensität der Beleuchtung, von den optischen Eigenschaften des zu beurteilenden Farbgegenstandes (Faber 2002) sowie vom Betrachter selbst (Baltzer & Kaufmann-Jinoian 2004) beeinflusst. Farbe lässt sich durch drei Variablen charakterisieren (Baltzer & Kaufmann-Jinoian 2004):

- Farbton (hue)
- Farbsättigung (chroma)
- Helligkeit (value)

Mithilfe dieser Variablen können Farben und Farbvalenzen in verschiedenen Farbordnungssystemen dargestellt werden. Albert Munsell entwickelte ein physiologisch gleichabständiges System, welches bis heute weltweit als am weitesten verbreitet gilt (Schultze 1975). Auf der vertikalen Achse sind die Grauwerte von unten (schwarz) nach oben (weiß) angeordnet. Senkrecht dazu befinden sich die Helligkeitsebenen. Auf diesen Ebenen nimmt mit zunehmender Sättigung der Abstand von der vertikalen Achse nach außen hin zu. Verschiedene Farbtöne gleicher Sättigung liegen jeweils auf einem Kreis in den Helligkeitsebenen (Schultze 1975). Die Farbbestimmung mittels Munsell-Farbkörper ist subjektiv, da ein bestimmter Gegenstand mit dem Farbmuster visuell abgeglichen wird (Baltzer & Kaufmann-Jinoian 2004). 1931 entwickelte die Commission Internationale de l'Éclairage (CIE) eine Normfarbtafel. Diese basiert auf der Gesetzmäßigkeit der additiven Farbmischung (Baltzer & Kaufmann-Jinoian 2004). Obwohl die Normfarbtafel eine objektive Darstellung von Farben ermöglicht, mangelt es an Anschaulichkeit angesichts der Darstellung eines Farbtones durch drei Koordinaten (Völz 2001). Darüber hinaus

Einleitung

können keine Farbabstände bestimmt werden, da die Normfarbtafel „auf der Gleichheit von Farbreizen“ (Völz 2001) basiert. Daher entwickelte die CIE 1976 das aus dem Munsell-System abgeleitete CIE Lab-System (Baltzer & Kaufmann-Jinoian 2004; Völz 2001). Es handelt sich hierbei um ein gleichabständiges System, das heißt die berechneten Farbabstände entsprechen den empfundenen (Völz 2001).

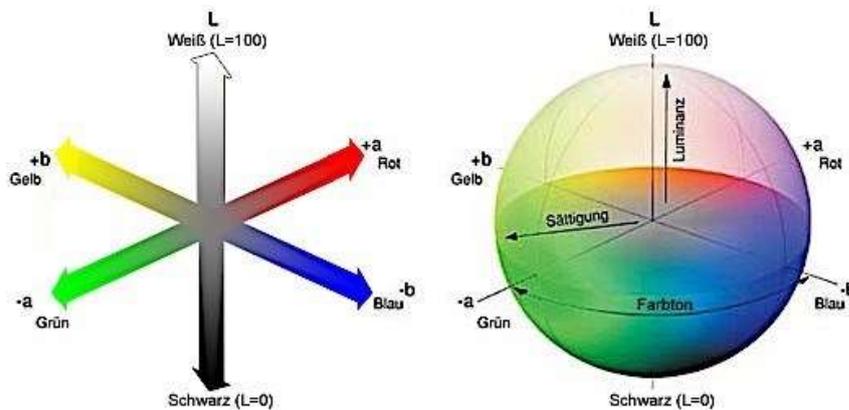


Abbildung 1: Darstellung des Lab-Farbraumes (Quelle: <http://www.dma.ufg.ac.at> mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Gerhard Funk).

Der Farbraum beschreibt eine Kugel (Kunert 2006) (siehe Abbildung 1) mit drei senkrecht zueinander stehenden Achsen. Jeder Farbton erhält seine Koordinaten L^* , a^* und b^* . Die senkrechte L^* -Achse definiert die Helligkeit (Chu et al. 2017). Ihre Werte liegen zwischen 0 (schwarz) und 100 (weiß). Die a^* -Achse ist die Rot-Grün-Achse. Ein positiver Wert entspricht rot, ein negativer grün. Die b^* -Achse ist die Gelb-Blau-Achse. Ist der Wert positiv, handelt es sich um gelb, ist er negativ, handelt es sich um blau (Chu et al. 2017; Kunert 2006). A^* -Achse und b^* -Achse umfassen Werte von -128 bis +127 (Kunert 2006). Auf der L^* -Achse liegen alle unbunten Farben. Je größer der Abstand zwischen der L^* -Achse und einer bestimmten Farbe, desto höher ist die Sättigung (Kunert 2006).

1.4.2 Visuelle Farbbestimmung

In der Zahnmedizin gilt die visuelle Farbbestimmung mit Farbmustern als die am weitesten verbreitete Methode (Ahn & Lee 2008). Bei einer Vielzahl von

Einleitung

verschiedenen Systemen kommen die VITA Classical A1-D4 Farbskala sowie das VITA System 3D Master am häufigsten zum Einsatz. Die im Jahre 1983 eingeführte VITA Classical Farbskala enthält 16 natürliche Zahnfarben, welche farbtonbasiert von A1-A4 (rötlich-bräunlich), über B1-B4 (rötlich-gelblich), C1-C4 (Grautöne) nach D2-D4 (rötlich-grau) angeordnet sind (Fa. VITA). Zuerst wird der Farbton (hue) und anschließend die Farbsättigung (chroma) ermittelt. Das im Jahre 1998 eingeführte VITA System 3D Master umfasst 26 natürliche Zahnfarben, welche nach Helligkeit (value), Sättigung (chroma) und Farbton (hue) angeordnet sind. Hier wird im ersten Schritt eine von fünf Helligkeitsgruppen ausgewählt und im zweiten Schritt die Farbintensität sowie der Farbton bestimmt (Fa. VITA). Im System 3D Master sind die CIE Lab-Werte im Vergleich zu anderen Farbskalen gleichmäßiger verteilt (Ahn & Lee 2008). Moodley et al. (2015) konnten zeigen, dass bei Verwendung des Systems VITA 3D Master im Vergleich zu VITA Classical ein größerer Unterschied zwischen der mit dem Spektrophotometer (SpectroShade, Handy Dental Type 71.3000, Serial No. HDL2173, MHT, Verona, Italy) und der visuell ermittelten Zahnfarbe besteht. Dies könnte durch die größere Anzahl an Farben und somit engeren Farbabständen bedingt sein, welche die Unterscheidung für das menschliche Auge erschweren (Moodley et al. 2015). Die visuelle Farbbestimmung erlaubt eine schnelle und kostengünstige Ermittlung der Zahnfarbe (Joiner 2004). Das Verfahren ist jedoch subjektiv und hängt u.a. von den Lichtverhältnissen (Küppers 1978), vom Farbsehvermögen (Silbernagl et al. 2018), Geschlecht des Behandlers (Lehmann et al. 2017), von seiner Erfahrung (Capa et al. 2010) und vom Grad der Müdigkeit (Hovis & Ramaswamy 2007) ab. Der Farbeindruck des natürlichen Zahnes ergibt sich aus der Reflexion und Streuung des Lichtes innerhalb seiner Schichten (Lemire & Burk 1979). Je nach Zahnoberflächenmorphologie ändert sich die Menge und der Typ der Reflexion von einer diffusen Reflexion bei einer rauen Oberfläche zu einer spiegelnden Reflexion bei glatter Oberfläche (Joiner 2004). Dies erschwert den Abgleich von unregelmäßig geformten und farbigen natürlichen Zähnen mit der homogenen Farbskala. Außerdem ist keine Farbskala mit der anderen identisch (Paul et al. 2002). Jede Farbskala deckt nur einen Teil aller natürlichen Zahnfarben ab (Hall 1991), was zu einem Informationsverlust führt. Somit kann keine exakte

Einleitung

Farbbestimmung erfolgen, sondern lediglich ein Kompromiss zwischen Farbskala und natürlichem Zahn erzielt werden (Hassel et al. 2009). Weiterhin fehlt eine systematische Verteilung der Zahnfarben im Farbraum (Sproull 1973), welche wichtiger erscheint als die Anzahl der Farben (Faber 2002).

1.4.3 Digitale Farbbestimmung

Alternativ zur visuellen Farbbestimmung besteht die Möglichkeit der digitalen Farbbestimmung mit Hilfe von Farbmessgeräten. Man unterscheidet Punktmesssysteme von Flächenmesssystemen (Lehmann & Scheller 2013). Punktmessgeräte haben während der Messung Kontakt zur Zahnoberfläche, wodurch Einflussfaktoren aus der Umgebung auf ein Minimum beschränkt werden können. Flächenmessgeräte werden in einem bestimmten Abstand und Winkel zur Zahnoberfläche ausgerichtet. Farbmessgeräte können auch nach ihren Funktionsprinzipien differenziert werden (Lehmann & Scheller 2013). Auf dem Markt existieren Spektrophotometer, Kolorimeter und bildgebende Systeme (Chu et al. 2010).

Ein Spektrophotometer besteht aus einer Strahlenquelle, einem Mittel zur Lichtstreuung, einem optischen System, einem Detektor sowie einem Mittel zur Umwandlung des auftreffenden Lichtes in ein Signal (Chu et al. 2010). Es misst die Menge des von der Zahnoberfläche reflektierten Lichtes über die gesamte spektrale Wellenlänge (Ishikawa-Nagai et al. 2010) und wird nicht durch Metamerie beeinflusst (Paravina & Powers 2004). Dadurch gilt es als genaues Instrument zur Farbbestimmung (Paravina & Powers 2004) und Goldstandard in der Zahnmedizin (Mozynska et al. 2017). Bezüglich der Reliabilität stellten Kim-Pusateri et al. (2009) zwar keinen signifikanten Unterschied zwischen einem Spektrophotometer (96,4% bei VITA Easyshade) und einem Kolorimeter (99% bei Shade Vision) fest, aber ersteres zeigte mit 92,6% eine deutlich höhere Präzision (accuracy) als zweiteres mit nur 84,8%. Dieses Ergebnis lässt sich dadurch erklären, dass in einem Kolorimeter Farbfilter eingebaut sind, welche das von der Zahnoberfläche reflektierte Licht beeinflussen (Berns 2000). Aus dem reflektierten Licht, das durch die Farbfilter gelangt, werden die Tristimuluswerte gemessen (Berns 2000). Die im Laufe der Zeit alternden Filter

Einleitung

schlagen sich in einer geringeren Reproduzierbarkeit sowie Präzision nieder (Paravina & Powers 2004).

Auch Digitalkameras und bildgebende Systeme werden in Zusammenhang mit der Farbbestimmung verwendet (Chu et al. 2010). Studien zeigten, dass Digitalkameras in Kombination mit einem Kalibrierprotokoll geeignete Geräte zur Farbbestimmung sind (Tam & Lee 2012; Wee et al. 2006).

Ein großer Vorteil der digitalen Farbbestimmung ist die Objektivität der Farbmessung (Gehrke et al. 2009). Paul et al. (2002) stellten in ihrer Studie bei der digitalen Farbbestimmung mittels Spektrophotometer eine 33 % höhere Präzision (accuracy) im Vergleich zur visuellen Farbbestimmung fest.

Die digitale Farbbestimmung ist aber auch mit Nachteilen wie beispielsweise hohen Anschaffungskosten verbunden. Eine flach konstruierte Messsonde erschwert die Messung von gewölbten Zähnen (van der Burgt et al. 1990), welche teilweise Oberflächenanomalien aufweisen. Zudem tritt insbesondere bei Messgeräten mit kleiner Messsonde das Phänomen der Kantenflucht auf, welches die Genauigkeit der Messwerte negativ beeinflusst (van der Burgt et al. 1990). Auch Systemfehler können die Präzision (accuracy) des Messgerätes herabsetzen (Douglas 1997). Digitale Messgeräte kommen neben dem klinischen Alltag immer mehr in der Forschung zum Einsatz (Chu et al. 2010). Es können visuelle Wahrnehmungs- und Akzeptanzschwellen bestimmt werden (Ragain & Johnston 2000), Messgenauigkeiten untersucht werden (Wee et al. 2006) und die Farbentwicklung der Zähne in Zusammenhang mit zahnärztlichen Materialien beurteilt werden (Chu et al. 2010). Der Vergleich zwischen der visuell und digital ermittelten Zahnfarbe ist ebenfalls möglich. Digitale Messinstrumente wurden so konstruiert, dass sie Farben so wiedergeben, wie sie der „Standardbetrachter“ sieht. Folglich sind diese Geräte nur hilfreich, wenn sie mit der Wahrnehmung des Betrachters übereinstimmen (Chu et al. 2010).

In der Literatur herrscht Uneinigkeit über den Grad der Übereinstimmung zwischen visuellen und gerätebasierten Ergebnissen. Manche Studien belegen eine hohe Übereinstimmung (Browning et al. 2009), andere wiederum eine geringe (Hugo et al. 2005).

Bis heute existiert kein ideales Farbmessgerät, welches alle Anforderungen erfüllt (Da Silva et al. 2008). Daher wird empfohlen, die visuelle mit der

Einleitung

Messinstrument-basierten Farbbestimmung zu kombinieren (Chu et al. 2010; Fondriest 2003; Yuan et al. 2012). Diese beiden Methoden ergänzen sich gegenseitig und liefern dadurch das beste Ergebnis (Chu et al. 2010).

Die Zahnfarbe wurde in der vorliegenden Studie objektiv mit einem Farbmessgerät bestimmt und die Farbänderung ΔE mit absoluten Zahlen berechnet.

1.5 Fragestellung

In der vorliegenden Studie soll der Einfluss hydraulischer Kalziumsilikatzemente auf die Zahnfarbe wurzelunreifer Zähne im Rahmen einer Apexifikationsbehandlung untersucht werden.

Die Nullhypothese lautet:

Hydraulische Kalziumsilikatzemente beeinflussen nicht die Zahnfarbe.

Folgende Forschungsfragen sollen geklärt werden:

1. Besteht zwischen den vier untersuchten hydraulischen Kalziumsilikatzementen ein Unterschied in der Ausprägung der Zahnverfärbung?
2. Welcher Zement führt zu den intensivsten und welcher zu den geringsten Zahnverfärbungen?
3. Hat die Anwesenheit von Blut im Wurzelkanal einen Einfluss auf die Zahnfarbe?
4. Zeigen retrograd gefüllte Zähne im koronalen Bereich weniger Verfärbungen als orthograd gefüllte Zähne?
5. Können Zahnverfärbungen verringert werden, indem die Kavitätenwände vor Zementapplikation adhäsiv versiegelt werden?
6. In welchen Bereichen der Zähne treten die intensivsten Verfärbungen auf?
7. Welchen Einfluss hat die Anwesenheit von Bismut(III)-oxid auf die Zahnfarbe?

2 Material und Methode

2.1 Auswahl und Vorbereitung der Testzähne

Die Studie wurde an 150 unversehrten Frontzähnen der 2. Dentition von Rindern durchgeführt. Nach Extraktion wurden diese in 1%iger Chloramin-T-Lösung (Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg) bei Raumtemperatur gelagert. Sämtliche Auflagerungen und Reste der Desmodontalfasern wurden mittels Skalpell (Nr. 10, Fa. Braun) entfernt. Die Testzähne wurden zur Standardisierung zunächst mit einer Diamanttrennscheibe (Fa. Komet Dental) im Handstück (Fa. KaVo Dental) auf eine Länge von 18 mm gekürzt (Kronenlänge 8 mm, Wurzellänge 10 mm). Detaillierte Angaben zu den verwendeten Instrumenten sind Tabelle 8 zu entnehmen. Die Zahnängen wurden mit einer Schieblehre (Fa. Karl Hammacher) bis auf eine Genauigkeit von 0,1 mm überprüft, wobei jeweils vestibulär vom tiefsten Punkt der Schmelz-Zement-Grenze abgemessen wurde. Anschließend wurde das pulpale Gewebe mittels K-Feile (Colorinox ISO 60, Fa. Dentsply Maillefer) entfernt und der Wurzelkanal gründlich mit destilliertem Wasser gespült. Mit Hilfe normierter Hartmetallfräsen (410 RFX 023, Fa. BUSCH) im Fräsgerät (F1 Degussa, Fa. DeguDent) erfolgte die Erweiterung des gesamten Wurzelkanals auf einen Durchmesser von 2,3 mm. Die abschließende koronale Erweiterung des Pulpakavums erfolgte mit dem Ziel, einen geradlinigen endodontischen Zugang zu schaffen, wofür zylindrische Diamantschleifer (Nr. 882 314 012, Fa. Komet Dental) in einem roten Winkelstück (Fa. KaVo Dental) unter Wasserkühlung (50 ml/min) sowie Gates-Glidden-Bohrer (Fa. VDW) in einem blauen Winkelstück (Fa. Komet Dental) verwendet wurden. Am Fräsgerät (F1 Degussa, Fa. DeguDent) wurden unter Verwendung eines zylindrischen Diamantschleifers (Nr. 030301, Fa. BUSCH) sieben plane Messflächen eingefräst, die dem Durchmesser der Messsonde am Spektrophotometer (VITA Easyshade V, Nr. DEASY5, Fa. Vita Zahnfabrik) entsprachen (siehe Abbildung 2):

Tabelle 8: Verwendetes Handstück, Fräsgerät sowie Winkelstücke und rotierende Instrumente.

Handstück	Typ EWL 4910, Fa. KaVo Dental	Diamanttrennscheibe Nr. 8964 104 300, 300 mm, Fa. Komet Dental	3000 U/min
Fräsgerät	F1 Degussa, Fa. DeguDent	Hartmetallfräse Nr. 410 RFX 023, 2,3 mm, Fa. BUSCH	5000 U/min
		Diamantschleifer Nr. 030301, 6 mm, Fa. BUSCH	5000 U/min, mittlere Korngröße 80-100 µm
Rotes Winkelstück	Intra matric Lux 3 25 LH, Fa. KaVo Dental	Zylindrische Diamantschleifer Nr. 882 314 012, 1,2 mm, Fa. Komet Dental	200.000 U/min, mittlere Korngröße 80-100 µm
Blaues Winkelstück	Intra matric Lux 2 20 LN, Fa. Komet Dental	Gates-Glidden-Bohrer Nr. V04 0380 019 006, Fa. VDW	1200 U/min

Messfläche 1: mittig auf dem apikalen Zement-Plug

Messfläche 2: mittig auf der Grenze apikaler Zement-Plug - Guttapercha

Messfläche 3: mittig auf Höhe der Guttapercha

Messfläche 4: Oberkante der Messsonde unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze

Messfläche 5: Unterkante der Messsonde oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze

Messfläche 6: mittig auf der Vestibulärfläche der Zahnkrone

Messfläche 7: Oberkante der Messsonde auf Oberkante der Inzisalkante

Anschließend kamen die bovinen Zähne zur Aufbewahrung in destilliertes Wasser.

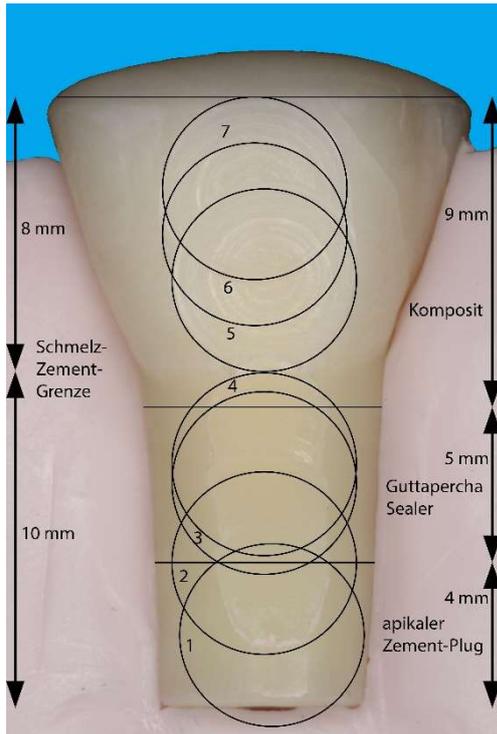


Abbildung 2: *Rinderzahn schematisch dargestellt. Ansicht von vestibulär mit sieben kreisförmigen Messflächen von je 6 mm Durchmesser.*

2.2 Einbetten der Zähne

Für die plastische Obturation des Wurzelkanalsystems wurden die Rinderzähne mit Hilfe von Teflonförmchen in ein additionsvernetzendes Silikon (Stonebite, Fa. Dreve Dentamid) eingebettet. Ein Teflonbügel gewährleistete hierbei eine parallele Ausrichtung des inzisalen Plateaus zur Tischebene (siehe Abbildung 3). Für die Farbmessung wurden die Zähne aus diesen Förmchen entfernt und dann horizontal in ein kondensationsvernetzendes Silikon (Silikonknetmasse normal, Fa. Omnident) eingebettet, sodass während der Farbmessung stets eine exakt reproduzierbare Positionierung an der Messvorrichtung möglich war.

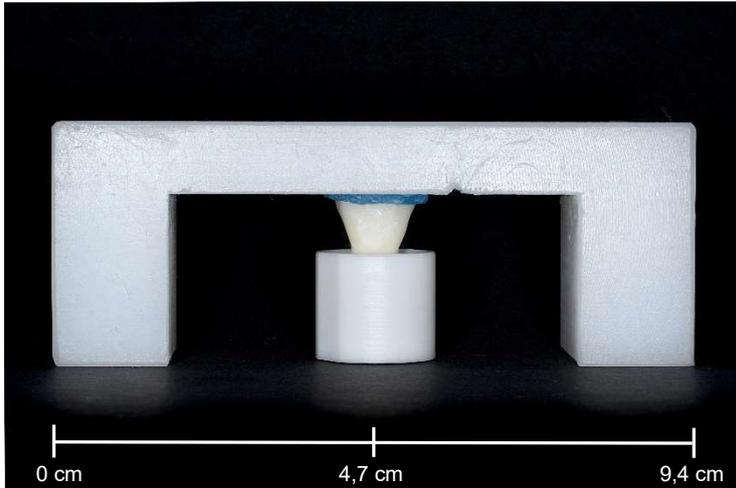


Abbildung 3: Einbettvorrichtung, bestehend aus dem Teflonbügel, dem mit Wachs fixierten Probenzahn und dem Teflonförmchen.

2.3 Einteilung der Versuchsgruppen

In der Studie kamen vier verschiedene hydraulische Kalziumsilikatzemente zum Einsatz, welche jeweils zu einer pastösen Konsistenz angemischt wurden. Die Zähne wurden auf zehn Gruppen mit jeweils 15 Exemplaren (n=15) verteilt, wobei Zähne mit unterschiedlich dicken Kanalwänden gleichmäßig den Gruppen 1-10 zugeordnet wurden (siehe Tabelle 9).

Tabelle 9: Versuchsgruppen 1 bis 10 mit Angabe des Mischungsverhältnisses der einzelnen Zemente.

Gruppe	Material	m (Zement) [mg]	m (Bi ₂ O ₃) [mg]	V (destilliertes Wasser) [µl]	V (Rinderblut) [µl]
G01- PRMTA	ProRoot® MTA (Fa. Dentsply) ohne bovines Blut	181	0	50	0
G02- PRMTA-B	ProRoot® MTA (Fa. Dentsply) mit bovinem Blut	181	0	33	17
G03- MMTA	Medcem MTA® (Fa. Medcem) ohne bovines Blut	181	0	50	0
G04- MMTA-B	Medcem MTA® (Fa. Medcem) mit bovinem Blut	181	0	33	17

Material und Methode

Gruppe	Material	m (Zement) [mg]	m (Bi₂O₃) [mg]	V (destilliertes Wasser) [µl]	V (Rinderblut) [µl]
G05- TF	TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty (Fa. Brasseler) ohne bovines Blut	181	0	0	0
G06- TF-B	TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty (Fa. Brasseler) mit bovinem Blut	181	0	0	17
G07- MPC-Bi	Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) mit Bismut(III)-oxid ohne bovines Blut	145	36	50	0
G08- MPC-Bi-B	Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) mit Bismut(III)-oxid mit bovinem Blut	145	36	33	17
G09- MPC-Bi- Retro-B	Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) mit Bismut(III)-oxid mit bovinem Blut; Applikation von retrograd	145	36	33	17
G10- MPC-Bi- Adh-B	Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) mit Bismut(III)-oxid mit bovinem Blut; Applikation nach vorheriger Versiegelung des Pulpakavums mit Universaladhäsiv (Scotchbond™ Universal, Fa. 3M Deutschland)	145	36	33	17

2.4 Endodontisches Spülprotokoll

Jeweils 24 Stunden vor dem Einbringen der Wurzelkanalfüllung wurden die Rinderzähne im Ultraschallbad (Fa. Bandelin electronic) für 30 Minuten in 3%iger Natriumhypochlorit-Lösung (Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg), gefolgt von 2 Minuten in 20%iger Natriumedetat-Lösung (Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg) und anschließend wiederum 3 Minuten in 3%iger Natriumhypochlorit-Lösung gereinigt. Bei jedem Wechsel des Bades wurden die Zähne vorher mit destilliertem Wasser gespült.

2.5 Obturation des Wurzelkanals

In den Gruppen 1 bis 8 wurde jeweils zuerst der apikale Zement-Plug unter Verwendung des jeweils vorgesehenen hydraulischen Kalziumsilikatzementes gesetzt (siehe Tabelle 9), gefolgt von darüberliegender Wurzelkanalfüllung aus Sealer und Guttapercha.

Der 4 mm lange Zement-Plug wurde unter Zuhilfenahme eines OP-Mikroskops (OPMI 111, Fa. Zeiss) bei 0,6-facher Lupenvergrößerung von orthograd (siehe Abbildung 4) gesetzt. Dabei wurde stets auf dasselbe Mischungsverhältnis von Zement, destilliertem Wasser und teilweise Zusatz von Bismut(III)-oxid und Rinderblut geachtet, welches Tabelle 9 zu entnehmen ist. Das Rinderblut wurde in einer Monovette (S-Monovette® 7,5 ml, K3 EDTA, Fa. Sarstedt) im Kühlschrank bei 7 °C gelagert und das jeweilige Volumen an Blut mit einer Pipette (Eppendorf Research, Fa. Eppendorf) entnommen. Die jeweiligen Mengen an Zement und Bismut(III)-oxid wurden mit einer Analysenwaage (Kern 770, Fa. Kern & Sohn) abgewogen. Mit einer Applikatorpistole (Innendurchmesser von 1,2 mm, Fa. LyDenti®) wurde der Zement aufgenommen und möglichst ohne Kontamination der koronalen Anteile des Kanals sowie des Pulpakavums dann apikal platziert und mittels Plugger (RCP 12, Fa. Hu-Friedy) sowie eingemessenen Papierspitzen (Fa. Coltène/Whaledent) verdichtet. Etwaige Zementreste an den Kanalwänden wurden mit destilliertem Wasser getränkten Wattepellets und Einmal-Applikatoren (Fa. Microbrush International) entfernt. Vor Applikation der Guttapercha (Fa. Obtura) wurden die Kanalwände mit Papierspitzen (Roeko, Fa. Coltène/Whaledent) dünn mit einem

Material und Methode

epoxidharzbasierten Sealer (AH Plus[®], Fa. Dentsply DeTrey) benetzt (siehe Abbildung 5). Der Kanal wurde mit der Squirting-Technik jeweils bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze schrittweise mit erwärmter Guttapercha (Obtura IITM, 150 °C, Fa. Obtura) aufgefüllt, wobei jede einzelne Portion mit einem Plugger (RCP 12, Fa. Hu-Friedy) verdichtet wurde. In der koronalen Kavität wurden Reste von Sealer oder Guttapercha mit Ethanol (70%, Fa. Otto Fischer) getränkten Wattepellets entfernt (siehe Abbildung 6).

In G10-MPC-Bi-Adh-B wurde vor der Applikation des Zement-Plugs das Pulpakavum bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze mit einem Universaladhäsiv (Scotchbond[™] Universal, Fa. 3M Deutschland) versiegelt. Das Adhäsiv wurde für 20 Sekunden mit einem Lichtpolymerisationsgerät (Elipar[™] Free Light 2, Strahlungsflussdichte 1200 mW/mm², Fa. 3M ESPE) ausgehärtet. Dabei wurde mit Hilfe eines Wattepellets verhindert, dass die Wände des Wurzelkanals ab 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze benetzt wurden. Nach dem Setzen des Zement-Plugs und Obturation des restlichen Wurzelkanals mit Guttapercha wurde das Universaladhäsiv dann mittels Diamantschleifer (Nr. 882 314 012, 1,2 mm, mittlere Korngröße 80-100 µm, Fa. Komet Dental) im roten Winkelstück (Intra matrix Lux 3 25 LH, Fa. KaVo Dental) bei 200.000 U/min unter Wasserkühlung (50 ml/min) wieder entfernt.

In G09-MPC-Bi-Retro-B wurde zunächst der gesamte Wurzelkanal mit Guttapercha gefüllt. Anschließend wurde der 4 mm lange apikale Anteil der Guttapercha über das Foramen apicale entfernt und diese apikale Kavität mit einer Mischung aus Medcem Medizinischem Portlandzement[®] (Fa. Medcem), Bismut(III)-oxid und bovinem Blut gefüllt.

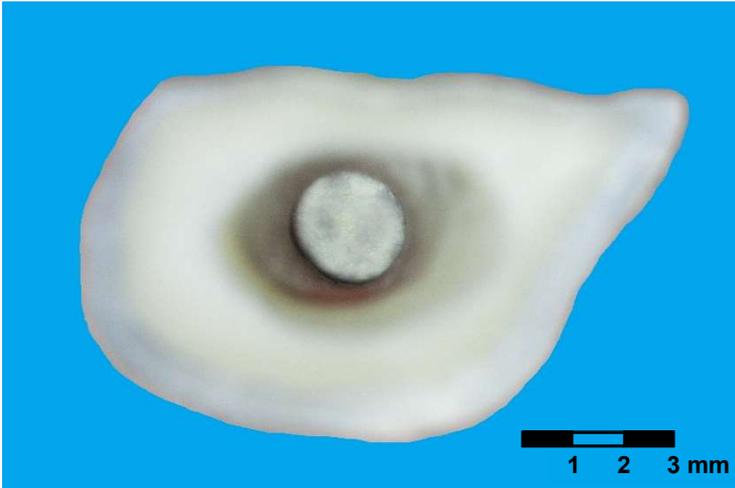


Abbildung 4: Ansicht von koronal mit Blick auf den Zement-Plug im Wurzelkanal.

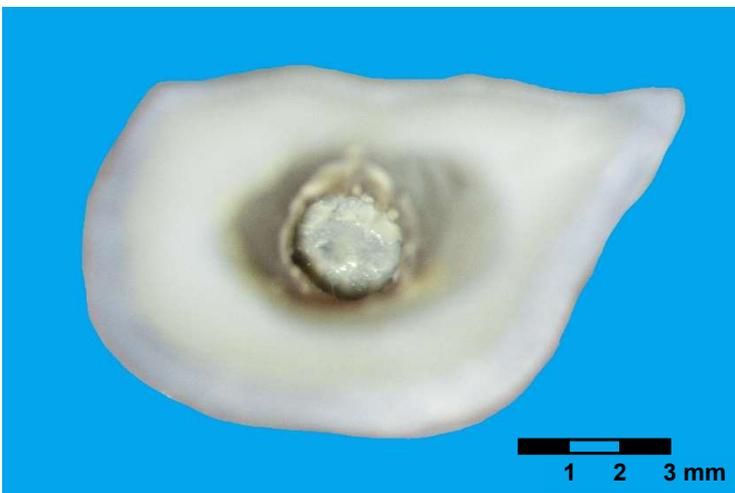


Abbildung 5: Kanalwände mit Sealer benetzt.

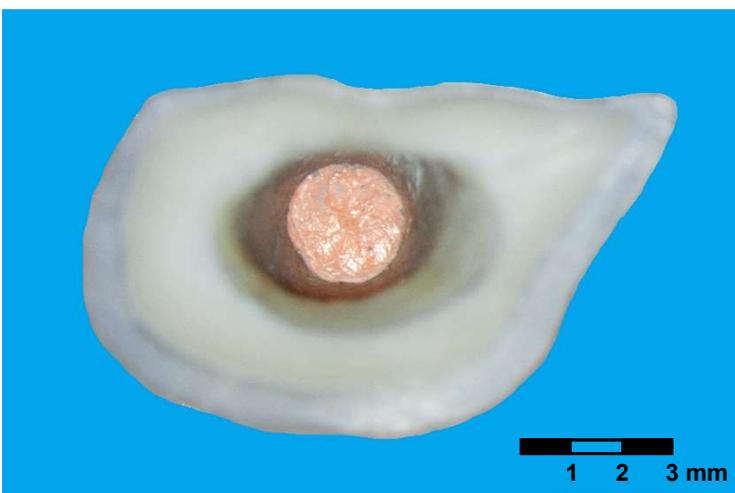


Abbildung 6: Wurzelkanal mit Guttapercha gefüllt.

2.6 Deckfüllung und Röntgenkontrolle

In allen Testzähnen wurde nach Abdeckung der Guttapercha mit einem Tropfen Komposit (SDR®, Fa. Dentsply DeTrey) und dessen Polymerisation (Elipar™ Free Light 2, Fa. 3M ESPE) der Schmelz mit 37%igem Phosphorsäuregel (Fa. Omnident) für 30 Sekunden konditioniert und anschließend für 20 Sekunden mit Wasserspray wieder gereinigt (siehe Abbildung 7 und 8). Die Konditionierung des Dentins erfolgte mit einem Universaladhäsiv (Scotchbond™ Universal, Fa. 3M Deutschland), das mit einer Applikatorbürste (Microbrush® Plus, Fa. Microbrush International) für 20 Sekunden auf das Dentin einmassiert wurde. Im Bereich des Schmelzes wurde das Universaladhäsiv lediglich aufgetragen, um das Schmelzätzmuster nicht zu zerstören (siehe Abbildung 9). Abschließend wurde das Adhäsiv für 20 Sekunden lichtpolymerisiert. Der Rest der Kavität wurde mit dem fließfähigen Komposit in 4 mm dicken Schichten aufgefüllt, wobei jede Kompositschicht für 20 Sekunden lichtgehärtet wurde (siehe Abbildung 10, 11 und 12). Im Anschluss wurde die Wandständigkeit der Wurzelkanalfüllung mit einem Zahnfilm röntgenologisch (Kodak 2100, 60 kV, 7 mA, 0,063 Sekunden, RVG 5100, Fa. Kodak) überprüft (siehe Abbildung 13).

Nachdem sich die Zähne während der Wurzelkanalfüllung jeweils für ca. 45 min in trockenem Zustand befanden, wurden sie einzeln in mit destilliertem Wasser gefüllten Reaktionsgefäßen (Fa. Eppendorf) im Wärmeschrank (Tv 30, Fa. Memmert) bei 37°C aufbewahrt.

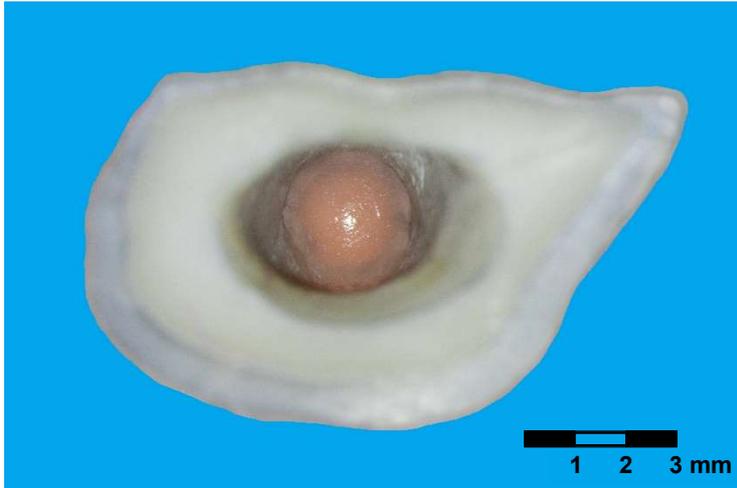


Abbildung 7: *Guttapercha abgedeckt mit dünner Schicht fließfähigem Komposit.*

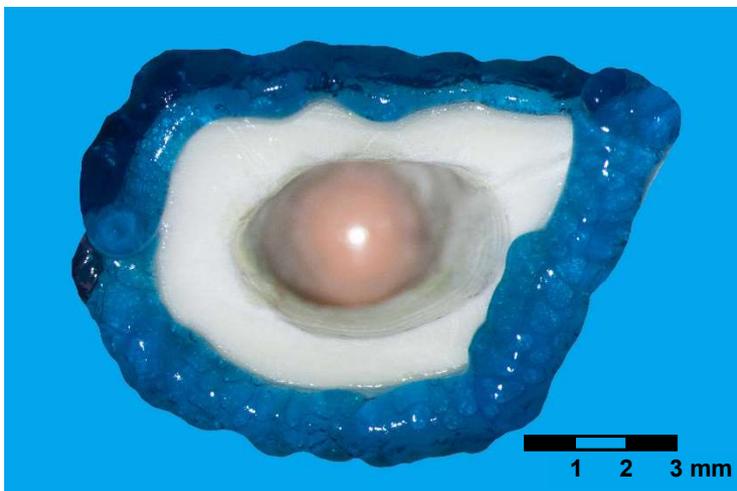


Abbildung 8: *Selektive Schmelzätzung mit 37%iger Phosphorsäure.*

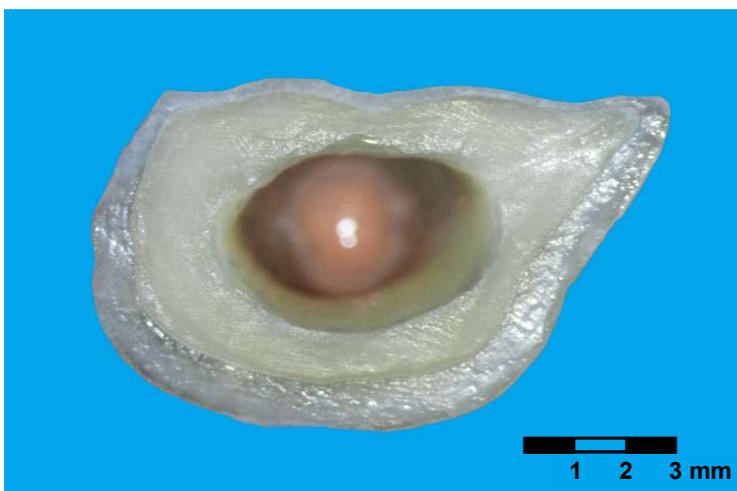


Abbildung 9: *Appliziertes Universaladhäsiv.*



Abbildung 10: Zweite Schicht fließfähiges Komposit appliziert.

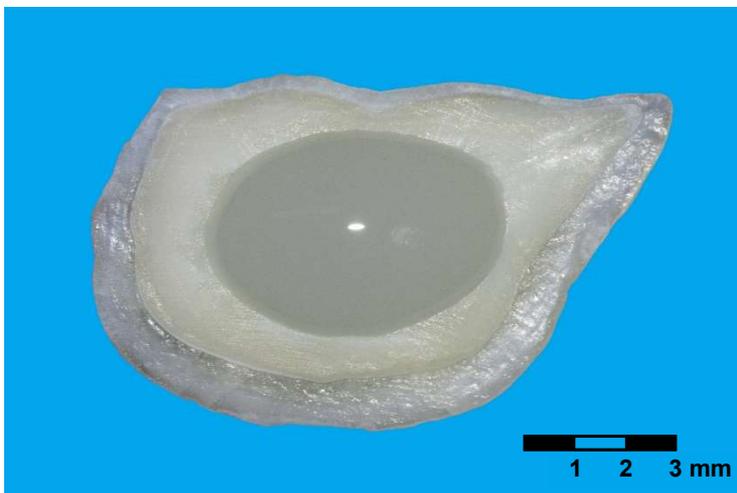


Abbildung 11: Dritte Schicht fließfähiges Komposit appliziert.

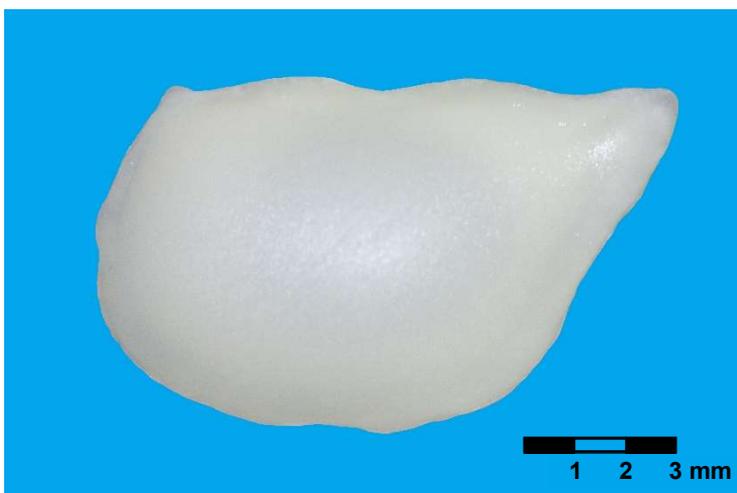


Abbildung 12: Vierte Schicht fließfähiges Komposit appliziert.

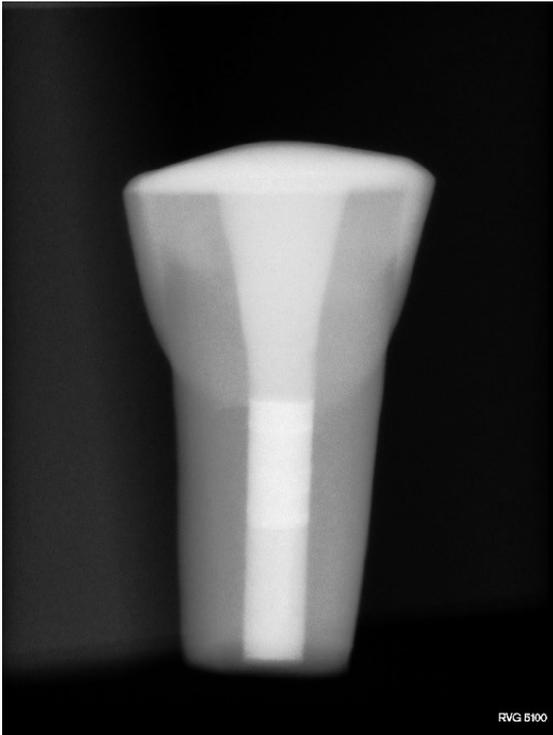


Abbildung 13: Röntgenzahnfilm.

2.7 Farbmessung mittels Spektrophotometer

Um eine objektive Farbmessung zu gewährleisten, wurden die Rinderzähne mit einem digitalen Spektrophotometer (VITA Easyshade®V, Fa. Vita Zahnfabrik) an einer standardisierten Messvorrichtung (siehe Abbildung 14) untersucht. Diese bestand aus einer Aluminiumplatte (500 mm x 500 mm x 10 mm) mit festgeschraubter Einbettform aus Acryl (siehe Abbildung 15), die für jede Probe eine exakt reproduzierbare Position für den Messvorgang ermöglichte. Als Lichtquelle diente eine Werkstatt-Arbeitsleuchte (Typ GH1 10005, IP54 5m H07RN-F 2x1,0 100W E27, Fa. Hugo Brennenstuhl) mit einer Glühbirne (220-240 V, AB 4176B, 2700 K, 10 W, 50/60 Hz, 46 mA, Fa. Osram), die über ein Stativ fixiert war. Um Lichtreflexionen zu vermeiden, wurde die Aluminiumplatte mit schwarzem Fotokarton und die festgeschraubte Einbettform mit schwarzem Isolierband abgeklebt. Alle Messungen fanden in einem Raum ohne Tageslicht statt, sodass die an der Messvorrichtung befestigte Lampe die einzige Lichtquelle war.

Zuerst wurde die Lichtquelle eingeschaltet. Anschließend wurde das Spektrophotometer aktiviert, der Betriebsmodus Grundfarbenbestimmung

Material und Methode

gewählt und vor Messung eines jeden Zahnes der automatische Weißabgleich auf der Ladestation durchgeführt. Nach dem Platzieren des Silikonbetts in der festgeschraubten Einbettform wurde der jeweilige Zahn aus dem Reaktionsgefäß entnommen und mittels Mullkompressen (Fa. BSN medical) trockengerieben. Bei der Messung zum Zeitpunkt T0 (vor dem Füllen der Zähne) wurde zusätzlich der Wurzelkanal mit drei kurzen Stößen Druckluftspray (Fa. Alpro Medical) getrocknet. Der Zahn wurde im Silikonbett platziert und die Messungen auf den sieben eingefrästen Messflächen von apikal nach koronal ausgeführt, wobei die Messung einer jeden Messfläche dreimal durchgeführt wurde. Die Messwerte wurden notiert und in eine Tabelle (Excel 2016, Fa. Microsoft) übertragen. Nach der Messung wurde der Zahn wieder in das Reaktionsgefäß (Fa. Eppendorf) mit frischem destilliertem Wasser gebracht und im Wärmeschrank (Tv 30, Fa. Memmert) bei 37°C bis zur nächsten Messung gelagert.

Die Farbbestimmung erfolgte zu folgenden Zeitpunkten:

Vor dem Füllen der Zähne (T0)

24 Stunden nach dem Füllen der Zähne (T1)

1 Monat nach dem Füllen der Zähne (T2)

3 Monate nach dem Füllen der Zähne (T3)

6 Monate nach dem Füllen der Zähne (T4)

12 Monate nach dem Füllen der Zähne (T5)



Abbildung 14: Messvorrichtung
1) Aluminiumplatte
2) Einbettform
3) Lichtquelle
4) Spektrophotometer (VITA Easyshade®V, Fa. Vita Zahnfabrik)



Abbildung 15. Einbettform mit Silikonbett und Probenzahn

2.8 Trimmen der Proben und Entfernen der Wurzelkanalfüllung

Nach Abschluss der Farbbestimmung zum Zeitpunkt T5 (nach 12 Monaten) wurde aus jeder Gruppe ein Testzahn an einem Gipstrimmer (HSS-99, Fa. Wassermann) so beschliffen, dass nur noch die faciale Wurzelhälfte übrig blieb. Die Reste der Wurzelkanalfüllung (Zement, Guttapercha und Sealer) wurden mit einem Scaler (H6/H7, Fa. Hu-Friedy) und ethanolgetränkten (70 %, Fa. Otto Fischer) Interdentalbürstchen (gelb, 0,7 mm, Fa. TePe) beseitigt. An diesen Proben wurde im Folgenden eine Elementanalyse durchgeführt.

2.9 Elementanalyse mit energiedispersiver Röntgenspektroskopie (EDX)

Die getrimmten Proben wurden zunächst mit einer Aceton-Reihe bei Raumtemperatur nach folgendem Schema dehydriert:

Material und Methode

30 % Aceton	2 x 15 Minuten
50 % Aceton	2 x 15 Minuten
70 % Aceton	2 x 15 Minuten
90 % Aceton	1 x 45 Minuten
100 % Aceton	5 x 30 Minuten

Anschließend erfolgte die Trocknung mit einem Kritisch-Punkt-Trockner (BAL-TEC CPD030, Fa. Balzers). Hierzu wurden die Proben in eine mit 100 % Aceton gefüllte Proben-Druckkammer übertragen und in zehn Zyklen mit flüssigem Kohlenstoffdioxid (CO₂) steigender Konzentration das gesamte Aceton gegen CO₂ ausgetauscht. Darauf folgte die Befestigung der Proben auf einem Objektträger aus Aluminium mit Leit-Tabs (G3347, Fa. Plano) aus Graphit und die Besputterung im Hochvakuum-Coater (EM ACE 600, Fa. Leica Microsystems) mit Platin.

Mit einem Rasterelektronenmikroskop (Crossbeam 340, Fa. Zeiss) wurde auf jeder Probe im Bereich des apikalen Zement-Plugs bei 100-facher Vergrößerung eine Oberfläche von 1,15 mm x 0,861 mm im Wurzelkanal sowie lateral davon auf der Schliifffläche abgebildet. Die energiedispersive Röntgenspektroskopie (EDX) erlaubte auf dieser Oberfläche die quantitative Analyse der einzelnen Elemente in Form eines Summenspektrums. Dabei kamen ein Photonendetektor (X-Max^N 50, Fa. Oxford Instruments) sowie die Software AZtechTEM (Fa. Oxford Instruments) zum Einsatz. Die Elemente Zirkon und Platin wurden bei der Analyse ausgeschlossen, da ihre charakteristischen Linien den Linien von Phosphor ähneln.

2.10 Erhebung der Daten und statistische Auswertung

Die Farbänderung ΔE zu den Zeitpunkten T1 bis T5 in Bezug zum Ausgangswert T0 und T1 wurde mit der folgenden Formel berechnet:

$$\begin{aligned}\Delta E_{ab}^* &= \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2}} = \\ &= \sqrt{(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2}\end{aligned}$$

Material und Methode

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Softwareprogramm IBM SPSS Statistics (Version 24, Fa. International Business Machines). Neben der Prüfung auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test wurden der Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test, t-Test, Friedman-Test sowie Post-hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Farbmessung mit dem Spektrophotometer

3.1.1 Übersicht

Alle zehn Gruppen zeigten 24 Stunden nach Einbringen der Wurzelkanalfüllung eine messbare Farbänderung, welche anschließend über 12 Monate relativ konstant blieb (siehe Abbildung 16). Da einige Daten nicht normalverteilt waren (Shapiro-Wilk-Test, $p < 0,05$), werden nachfolgend die Medianwerte mit Interquartile Range (IQR) angegeben.

Zwischen T0 und T1 wurden Werte von $\Delta E = 3,1$ (2,9-5,1) (G01-PRMTA) bis $\Delta E = 7,3$ (5,6-7,7) (G10-MPC-Bi-Adh-B) gemessen (siehe Abbildung 16). Zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) betrug die Farbänderung zwischen $\Delta E = 3,5$ (3,0-3,8) in G02-PRMTA-B und $\Delta E = 5,2$ (4,2-5,9) in G03-MMTA (siehe Tabelle 11). Zum Zeitpunkt T5 wurden Werte von $\Delta E = 4,5$ (3,9-5,0) in G01-PRMTA bis $\Delta E = 7,6$ (6,0-8,9) in G10-MPC-Bi-Adh-B in Bezug zu T0 gemessen (siehe Abbildung 16).

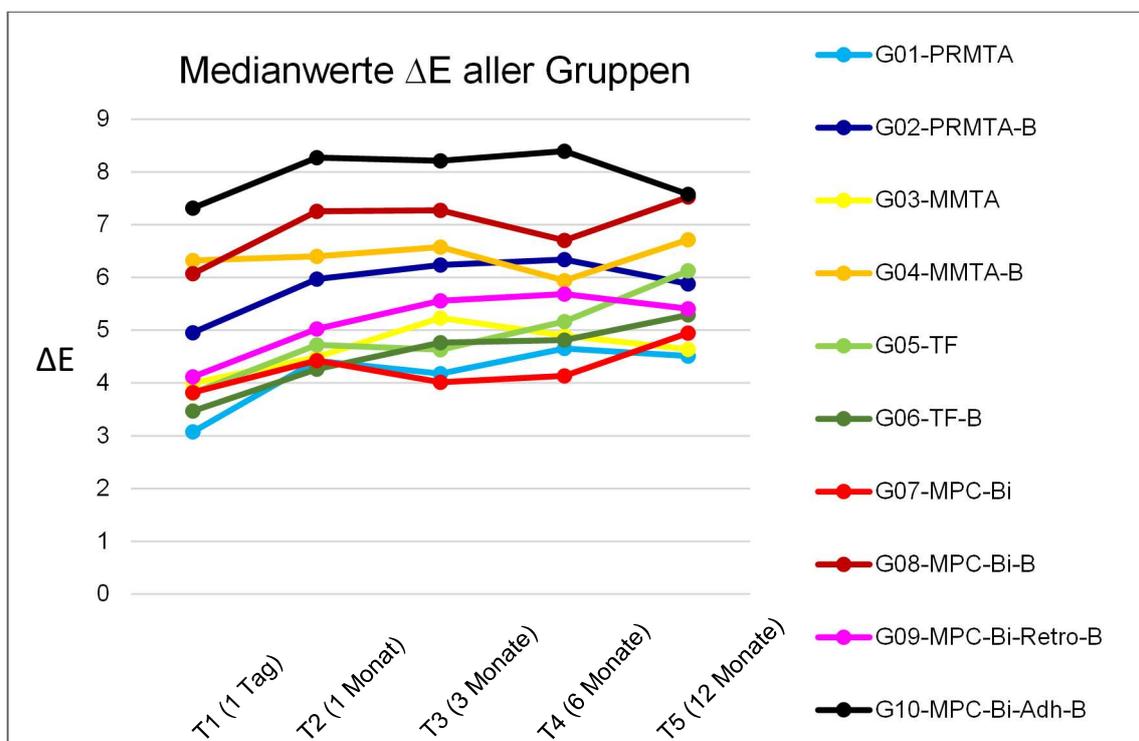


Abbildung 16: Aus den Messwerten der Messflächen 1 bis 7 gebildete Medianwerte ΔE aller Gruppen in Bezug zu T0.

Ergebnisse

Bei Betrachtung der einzelnen Messflächen getrennt voneinander zeigte sich 24 Stunden nach Einbringen der Wurzelkanalfüllung auf allen 7 Messflächen eine Farbänderung, welche auf den Messflächen 1 bis 4 deutlich ausfiel und anschließend über 12 Monate relativ konstant blieb. Die Messflächen 5 bis 7 zeigten 24 Stunden nach Obturation des Wurzelkanals jeweils ein geringeres ΔE als die Messflächen 1 bis 4. Zwischen T1 und T5 stieg die Farbänderung im Bereich der Zahnkrone leicht an (siehe Abbildung 17 bis 23, Tabelle 10, 11).

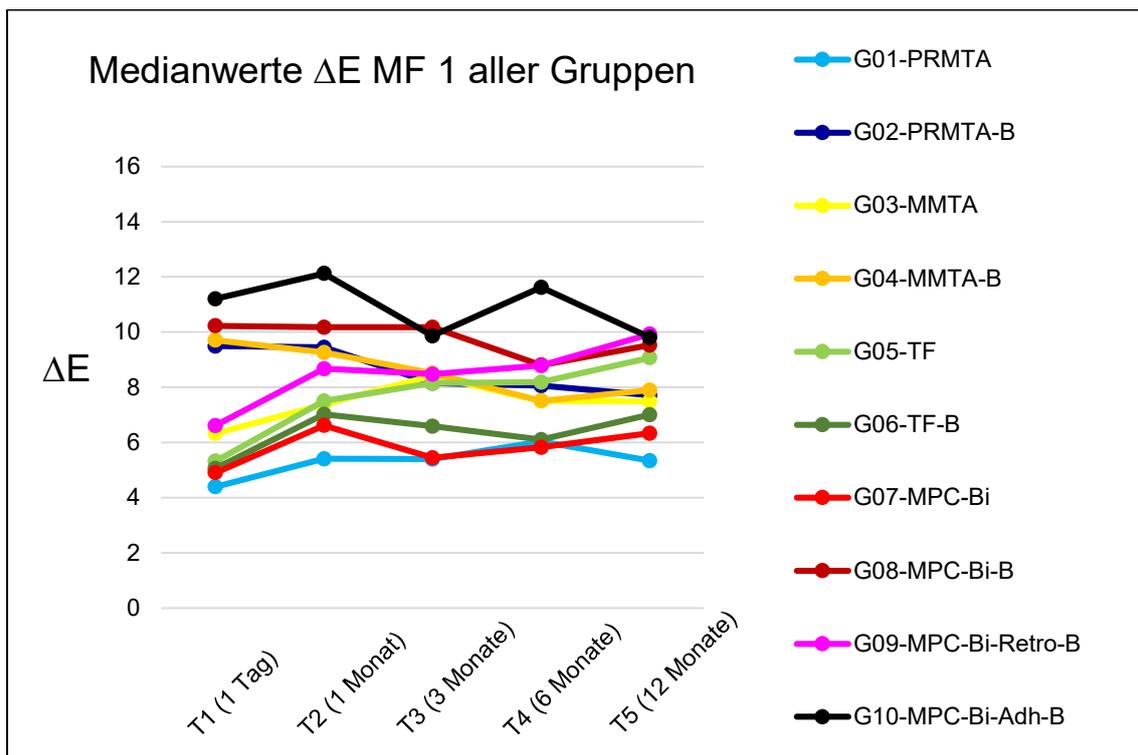


Abbildung 17: Medianwerte ΔE von Messfläche 1 (mittig auf dem Zement-Plug) aller Gruppen in Bezug zu T0.

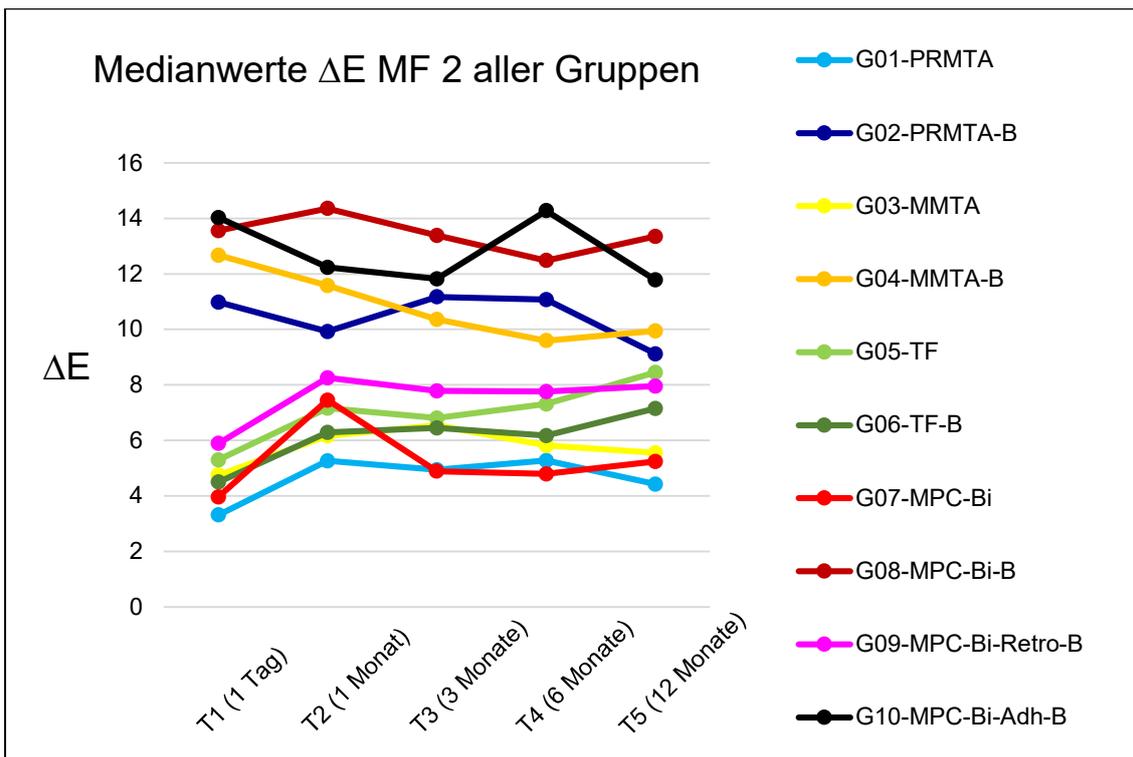


Abbildung 18: Medianwerte ΔE von Messfläche 2 (apikaler Teil der Wurzel auf Höhe der Grenze zwischen Zement-Plug und Guttapercha) aller Gruppen in Bezug zu T0.

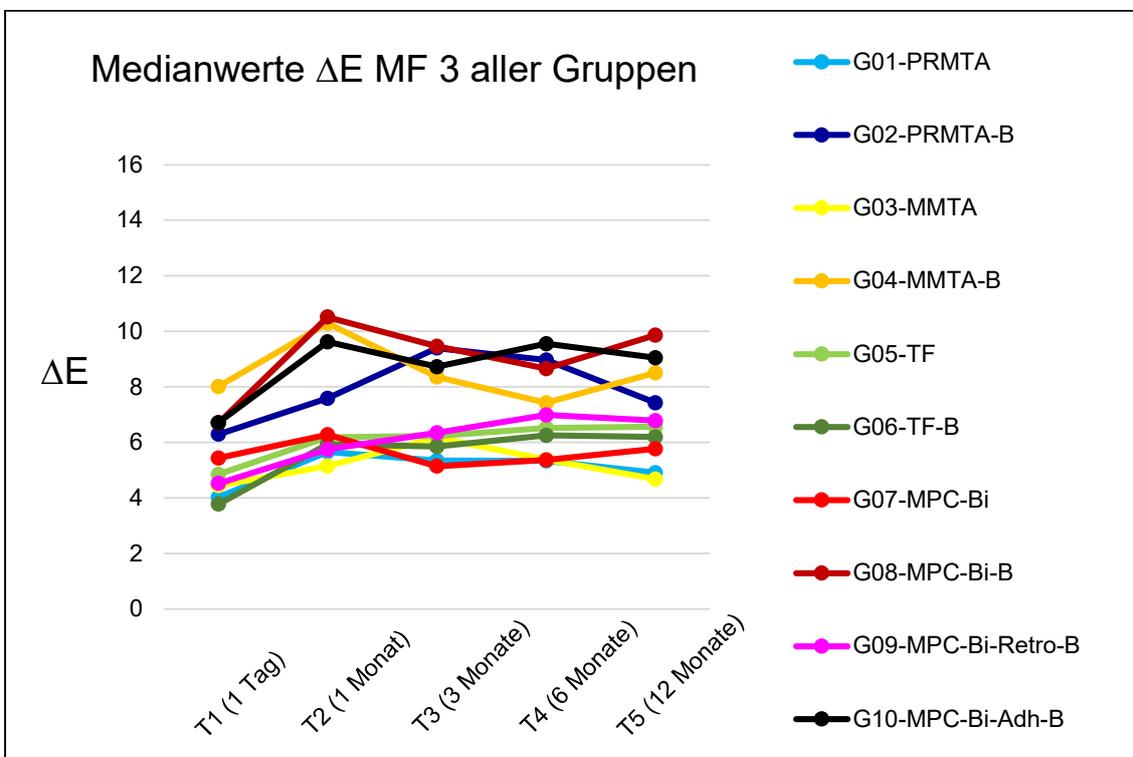


Abbildung 19: Medianwerte ΔE von Messfläche 3 (mittlerer Wurzelabschnitt auf Höhe der Guttapercha) aller Gruppen in Bezug zu T0.

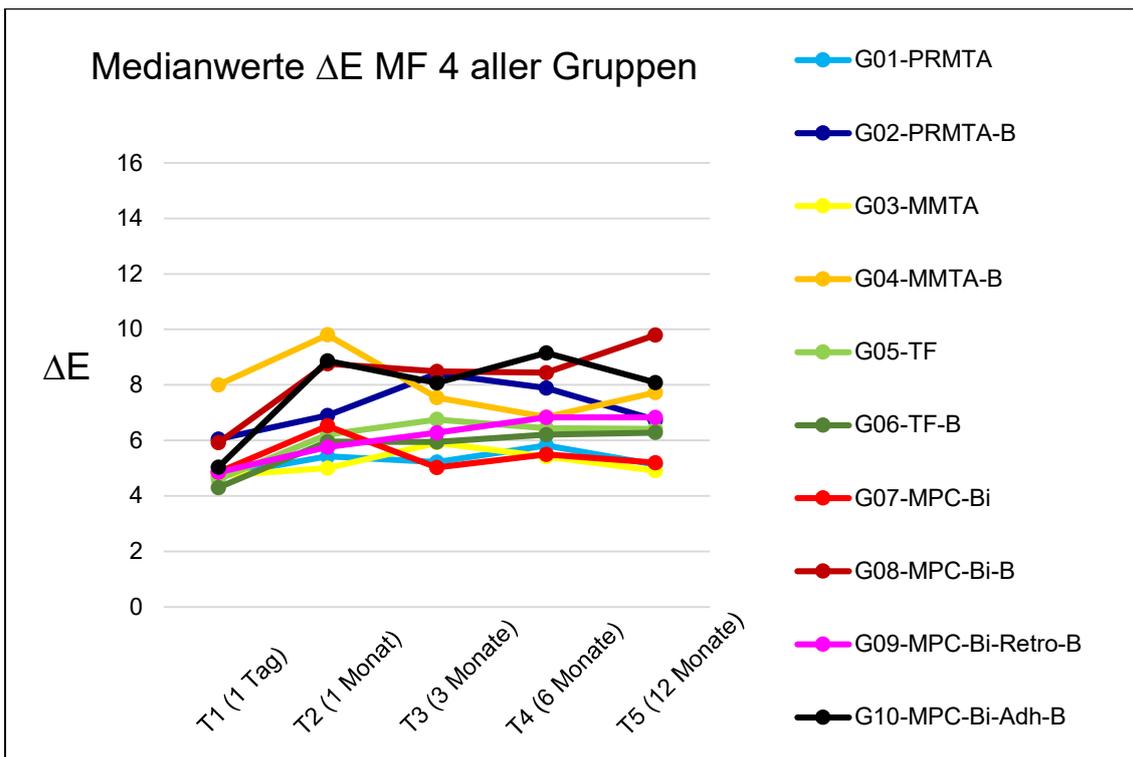


Abbildung 20: Medianwerte ΔE von Messfläche 4 (zervikaler Teil der Wurzel unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze auf Höhe der Guttapercha) aller Gruppen in Bezug zu T0.

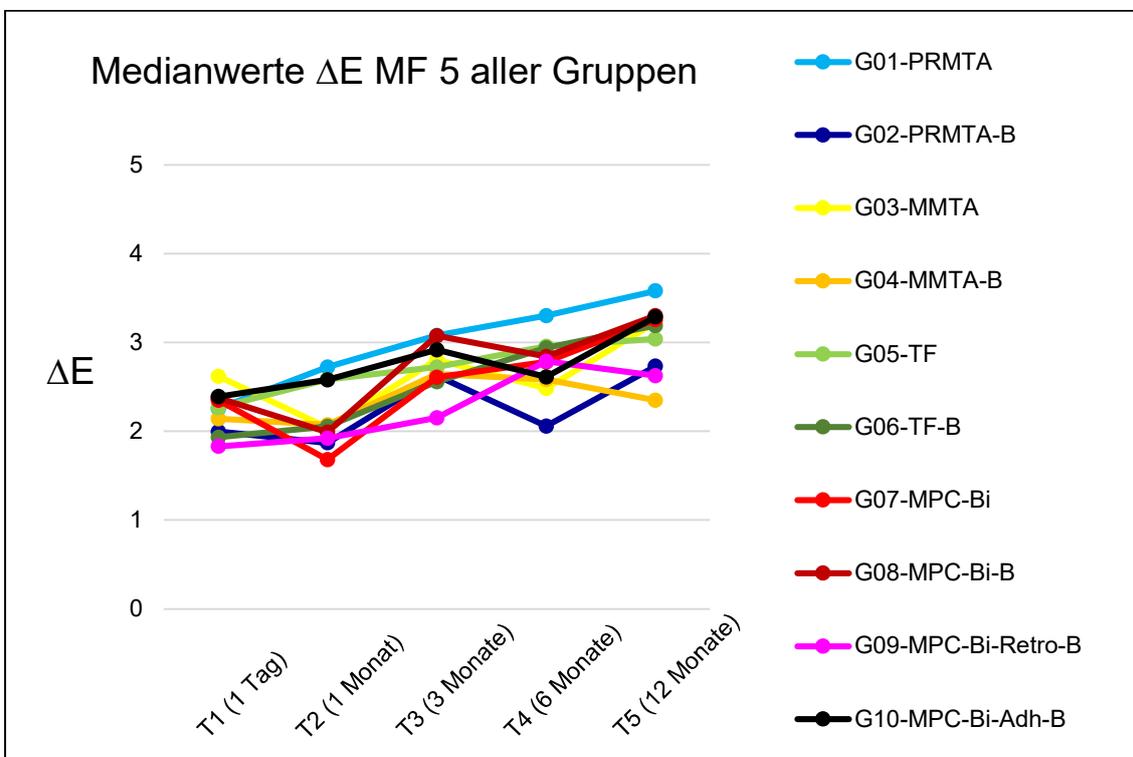


Abbildung 21: Medianwerte ΔE von Messfläche 5 (zervikaler Teil der Zahnkrone oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze auf Höhe des Komposits) aller Gruppen in Bezug zu T0.

Ergebnisse

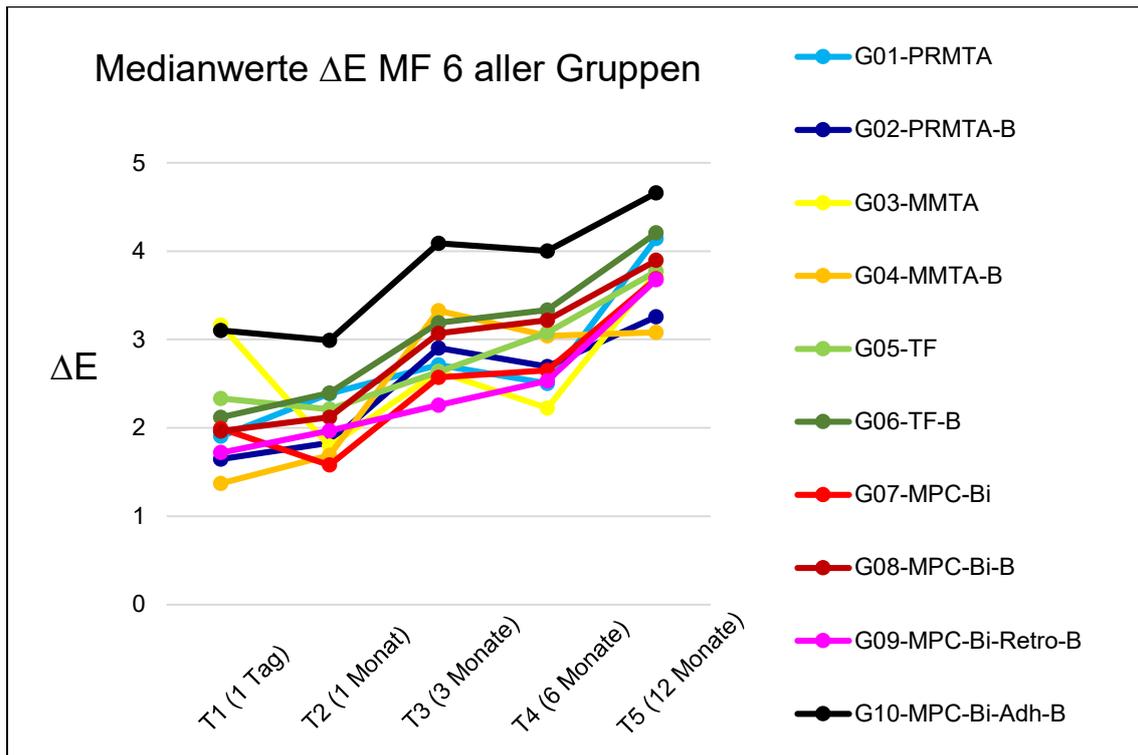


Abbildung 22: Medianwerte ΔE von Messfläche 6 (mittlerer Teil der Zahnkrone auf Höhe des Komposits) aller Gruppen in Bezug zu T0.

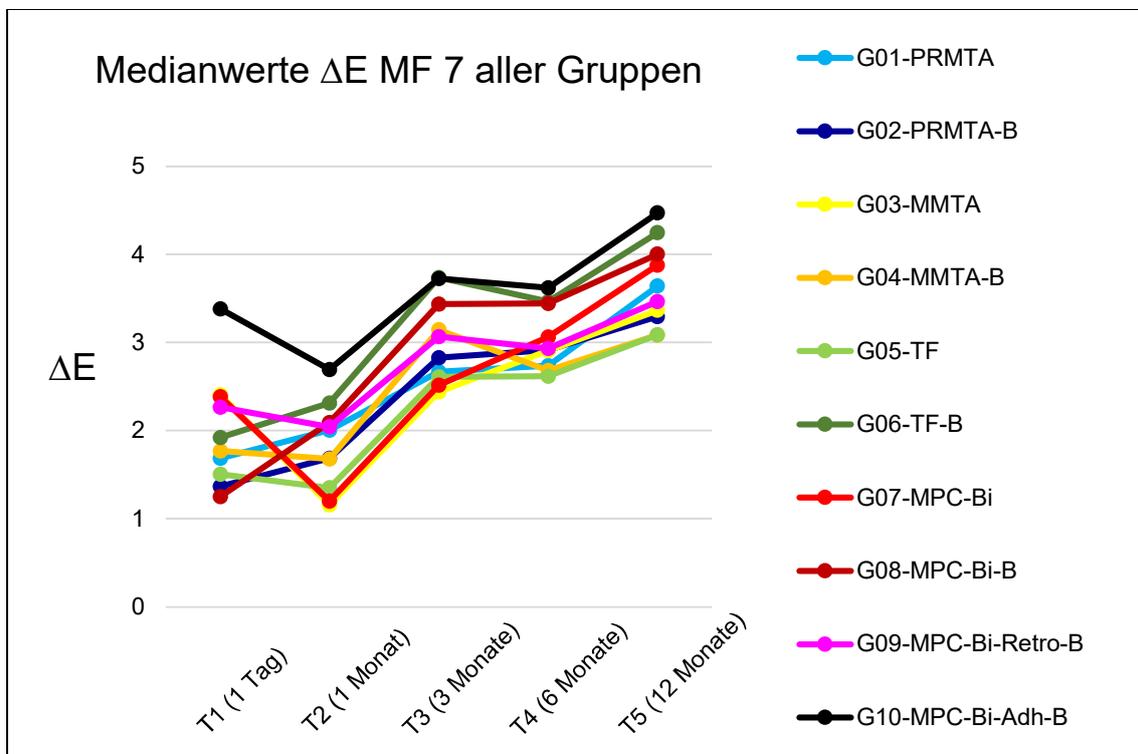


Abbildung 23: Medianwerte ΔE von Messfläche 7 (inzisaler Teil der Krone auf Höhe des Komposits) aller Gruppen in Bezug zu T0.

Tabelle 10: Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) aller Gruppen zwischen T0 und T1 für die Messflächen (MF) 1 bis 7.

Gruppe	Zahnwurzel				Zahnkrone		
	Median (IQR) ΔE MF 1	Median (IQR) ΔE MF 2	Median (IQR) ΔE MF 3	Median (IQR) ΔE MF 4	Median (IQR) ΔE MF 5	Median (IQR) ΔE MF 6	Median (IQR) ΔE MF 7
G01-PRMTA	4,4 (3,8-7,1)	3,3 (2,7-7,1)	4,0 (3,4-6,6)	4,7 (3,8-5,5)	2,3 (1,6-3,3)	1,9 (1,2-2,9)	1,7 (1,2-2,6)
G02-PRMTA-B	9,5 (7,9-10,8)	11,0 (8,6-15,1)	6,3 (4,5-8,8)	6,1 (4,1-8,5)	2,0 (1,3-2,6)	1,7 (1,1-2,3)	1,4 (0,8-1,9)
G03-MMTA	6,3 (5,3-8,1)	4,8 (3,6-7,0)	4,4 (3,1-7,5)	4,7 (3,7-6,6)	2,6 (2,1-3,6)	3,2 (2,6-3,7)	2,4 (1,5-3,8)
G04-MMTA-B	9,7 (7,6-11,5)	12,7 (8,9-14,2)	8,0 (5,6-12,0)	8,0 (4,6-10,9)	2,1 (1,8-2,7)	1,4 (1,2-2,3)	1,8 (1,4-2,1)
G05-TF	5,3 (4,6-6,9)	5,3 (4,0-6,0)	4,9 (3,8-5,1)	4,6 (3,8-4,8)	2,3 (1,6-4,5)	2,3 (1,4-3,3)	1,5 (1,1-3,1)
G06-TF-B	5,1 (3,9-6,9)	4,5 (3,1-5,1)	3,8 (3,1-4,2)	4,3 (3,6-4,6)	1,9 (1,7-3,0)	2,1 (1,8-2,8)	1,9 (1,2-2,9)
G07-MPC-Bi	4,9 (3,7-8,0)	4,0 (2,4-8,4)	5,4 (3,6-6,3)	4,9 (4,2-6,0)	2,4 (2,0-4,0)	2,0 (1,3-2,5)	2,4 (1,2-3,2)
G08-MPC-Bi-B	10,2 (8,1-13,1)	13,6 (9,9-17,8)	6,7 (4,9-11,2)	5,9 (4,4-8,3)	2,4 (1,5-3,0)	2,0 (1,2-3,0)	1,3 (1,0-2,8)
G09-MPC-Bi-Retro-B	6,6 (5,5-8,8)	5,9 (4,7-7,0)	4,5 (4,2-6,5)	4,9 (4,4-6,2)	1,8 (1,2-2,5)	1,7 (1,4-2,3)	2,3 (1,1-3,0)
G10-MPC-Bi-Adh-B	11,2 (8,1-12,1)	14,0 (9,7-17,4)	6,7 (4,9-11,3)	5,0 (4,2-8,4)	2,4 (2,2-3,9)	3,1 (2,2-4,8)	3,4 (2,3-4,2)
G01 bis G10	7,5 (5,0-10,1)	6,5 (4,6-11,6)	5,0 (3,8-7,7)	4,8 (4,5-7,4)	2,3 (1,6-3,5)	2,1 (1,4-3,1)	2,0 (1,1-2,9)

Ergebnisse

Tabelle 11: Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) aller Gruppen zwischen T1 und T5 für die Messflächen (MF) 1 bis 7.

Gruppe	Zahnwurzel				Zahnkrone		
	Median (IQR) ΔE MF 1	Median (IQR) ΔE MF 2	Median (IQR) ΔE MF 3	Median (IQR) ΔE MF 4	Median (IQR) ΔE MF 5	Median (IQR) ΔE MF 6	Median (IQR) ΔE MF 7
G01-PRMTA	2,4 (1,5-6,9)	3,4 (2,2-5,4)	4,7 (3,7-5,5)	4,3 (3,5-5,5)	4,2 (3,3-5,3)	4,8 (3,6-5,5)	4,1 (3,3-5,5)
G02-PRMTA-B	2,9 (1,8-4,8)	2,2 (1,7-3,2)	3,2 (2,0-4,0)	3,7 (2,7-4,7)	3,7 (3,0-4,2)	4,2 (4,0-4,8)	4,2 (3,4-4,7)
G03-MMTA	5,3 (3,4-8,7)	5,6 (3,6-8,0)	5,1 (4,1-6,0)	5,2 (3,3-5,9)	3,8 (3,4-4,7)	5,5 (4,5-5,7)	4,7 (4,2-5,4)
G04-MMTA-B	4,0 (2,8-6,3)	3,2 (2,1-5,2)	3,9 (2,8-5,1)	3,4 (1,5-4,6)	3,8 (2,2-4,3)	4,0 (2,9-5,1)	3,6 (3,1-5,0)
G05-TF	6,1 (3,6-7,1)	4,3 (3,5-5,8)	4,7 (3,7-5,6)	5,3 (4,0-6,3)	4,0 (1,8-5,2)	4,2 (3,2-5,5)	3,6 (3,1-5,6)
G06-TF-B	3,9 (3,1-6,0)	4,0 (3,3-4,6)	4,8 (3,5-5,8)	5,7 (3,0-6,6)	4,4 (3,8-5,0)	5,3 (3,9-5,9)	5,2 (4,3-6,5)
G07-MPC-Bi	4,0 (3,1-5,4)	4,4 (2,6-5,8)	5,7 (3,4-7,4)	6,1 (3,7-7,4)	4,1 (3,0-5,0)	4,9 (4,0-5,9)	5,2 (4,1-5,8)
G08-MPC-Bi-B	3,4 (2,5-6,7)	4,8 (3,0-7,0)	5,2 (3,8-7,3)	5,5 (2,9-7,8)	5,2 (3,3-6,4)	5,0 (4,0-6,1)	4,6 (3,9-5,3)
G09-MPC-Bi-Retro-B	4,0 (2,4-5,6)	4,0 (3,1-6,5)	6,4 (4,3-7,7)	7,2 (5,3-8,3)	3,7 (2,4-5,0)	3,7 (2,8-5,2)	3,6 (2,8-5,1)
G10-MPC-Bi-Adh-B	3,7 (3,0-4,5)	3,4 (2,3-5,2)	3,8 (3,1-4,7)	4,2 (3,7-6,0)	4,3 (3,9-4,9)	5,1 (4,2-6,9)	4,6 (3,7-7,6)
G01 bis G10	3,9 (2,6-6,4)	4,0 (2,3-5,9)	4,7 (3,2-6,2)	4,9 (2,9-6,5)	4,1 (2,9-5,2)	4,7 (3,7-5,6)	4,4 (3,6-5,5)

Tabelle 12: Aus den Messwerten der Messflächen 1 bis 7 gebildete Medianwerte ΔE aller Gruppen zwischen T1 und T5.

Gruppe	Median (IQR) ΔE
G01-PRMTA	4,3 (3,6-5,3)
G02-PRMTA-B	3,5 (3,0-3,8)
G03-MMTA	5,2 (4,2-5,9)
G04-MMTA-B	3,5 (3,1-4,8)
G05-TF	4,7 (4,0-5,3)
G06-TF-B	4,8 (4,1-5,3)
G07-MPC-Bi	5,1 (4,0-5,6)
G08-MPC-Bi-B	5,1 (4,2-6,0)
G09-MPC-Bi-Retro-B	4,6 (3,8-5,5)
G10-MPC-Bi-Adh-B	4,8 (3,9-5,4)

3.1.2 Einfluss der Zemente auf die Zahnfarbe

Der globale Vergleich der Gruppen G01-PRMTA, G03-MMTA, G05-TF und G07-MPC-Bi untereinander ergab im apikalen Bereich auf Messfläche 1 jeweils keinen signifikanten Unterschied zwischen den Zementen, sowohl zwischen T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) und T1 (nach 24 Stunden) (Kruskal-Wallis-Test, $p = 0,343$) als auch zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) (Kruskal-Wallis-Test, $p = 0,387$).

Beim Vergleich der aus den Messwerten der Messflächen 1 bis 7 gebildeten Medianwerte ΔE der Gruppen G01-PRMTA, G03-MMTA, G05-TF und G07-MPC-Bi zeigte G03-MMTA mit $\Delta E = 5,2$ (4,2-5,9) die höchste Farbänderung und G01-PRMTA mit $\Delta E = 4,3$ (3,6-5,3) die geringste Farbänderung über 12 Monate (zwischen T1 und T5) (siehe Tabelle 12).

3.1.3 Einfluss von Blut auf die Zahnfarbe

Zum Zeitpunkt T5 (nach 12 Monaten) wiesen die Gruppen mit Blut (G02-PRMTA-B, G04-MMTA-B, G06-TF-B und G08-MPC-Bi-B) sowohl beim globalen Test

Ergebnisse

(Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,001$) als auch beim paarweisen Vergleich (t-Test, Mann-Whitney-U-Test, p-Werte siehe Tabelle 13) eine signifikant geringere Lumineszenz als die Gruppen ohne Blut (G01-PRMTA, G03-MMTA, G05-TF und G07-MPC-Bi) auf Messfläche 1 auf (siehe Tabelle 13).

Tabelle 13: Medianwerte der Lumineszenz L mit Interquartile Range (IQR) der Gruppen 1 bis 8 zum Zeitpunkt T5 (nach 12 Monaten) auf Messfläche 1 sowie p-Werte.

Gruppe	Lumineszenz L	Signifikanz p
G01-PRMTA	94,5 (92,7-95,1)	< 0,001
G02-PRMTA-B	88,1 (86,9-89,7)	
G03-MMTA	97,1 (96,5-98,7)	< 0,001
G04-MMTA-B	88,3 (86,8-88,7)	
G05-TF	97,0 (94,4-97,9)	0,001
G06-TF-B	92,7 (92,1-93,2)	
G07-MPC-Bi	93,4 (92,5-94,8)	< 0,001
G08-MPC-Bi-B	86,4 (83,9-88,0)	

Beim paarweisen Vergleich der Farbänderung ΔE zwischen G01-PRMTA und G02-PRMTA-B, G03-MMTA und G04-MMTA-B sowie G07-MPC-Bi und G08-MPC-Bi-B auf Messfläche 1 (Höhe Zement-Plug) ergab sich jeweils zwischen T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) und T1 (nach 24 Stunden) ein signifikanter Unterschied (Mann-Whitney-U-Test, t-Test, p-Werte siehe Tabelle 14), zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) jedoch kein signifikanter Unterschied (Mann-Whitney-U-Test, t-Test, p-Werte siehe Tabelle 15), was bestätigt, dass alleine durch das Einbringen der Wurzelkanalfüllung die größte Farbänderung entsteht und dann im Verlauf von 12 Monaten nur noch geringere Farbänderungen auftreten. Der Vergleich von G05-TF mit G06-TF-B zeigte sowohl zwischen T0 und T1 als auch zwischen T1 und T5 keinen signifikanten Unterschied (t-Test, Mann-Whitney-U-Test, p-Werte siehe Tabelle 14 und 15).

Ergebnisse

Tabelle 14: Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) der Gruppen 1 bis 8 zwischen T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) und T1 (nach 24 Stunden) auf Messfläche 1 sowie p-Werte.

Gruppe	Median (IQR) ΔE	Signifikanz p
G01-PRMTA	4,4 (3,8-7,1)	0,007
G02-PRMTA-B	9,5 (7,9-10,8)	
G03-MMTA	6,3 (5,4-8,1)	0,007
G04-MMTA-B	9,7 (7,6-11,5)	
G05-TF	5,3 (4,6-6,9)	0,755
G06-TF-B	5,1 (3,9-6,9)	
G07-MPC-Bi	4,9 (3,7-8,0)	0,004
G08-MPC-Bi-B	10,2 (8,1-13,1)	

Tabelle 15: Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) der Gruppen 1 bis 8 zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) auf Messfläche 1 sowie p-Werte.

Gruppe	Median (IQR) ΔE	Signifikanz p
G01-PRMTA	2,4 (1,5-6,9)	0,539
G02-PRMTA-B	2,9 (1,8-4,8)	
G03-MMTA	5,3 (3,4-8,7)	0,313
G04-MMTA-B	4,0 (2,8-6,3)	
G05-TF	6,1 (3,6-7,1)	0,187
G06-TF-B	3,9 (3,1-6,0)	
G07-MPC-Bi	4,0 (3,1-5,4)	1,000
G08-MPC-Bi-B	3,4 (2,5-6,7)	

3.1.4 Vergleich der Farbänderung in G08-MPC-Bi-B und G09-MPC-Bi-Retro-B in Abhängigkeit von orthograd oder retrograd eingebrachtem Zement-Plug

Auf den Messflächen 5 bis 7 (Bereich der Zahnkrone) fielen die Farbänderungen zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) in G09-MPC-Bi-Retro-B geringer aus als in G08-MPC-Bi-B (siehe Tabelle 11, Abbildung 24).

Paarweise Vergleiche der Farbänderung zwischen G09-MPC-Bi-Retro-B und G08-MPC-Bi-B ergaben auf den Messflächen 5 (zervikaler Teil der Zahnkrone) und 7 (inzisaler Teil der Zahnkrone) keinen signifikanten Unterschied (t-Test, $p = 0,052$ auf Messfläche 5, $p = 0,121$ auf Messfläche 7), auf Messfläche 6 (mittlerer Teil der Zahnkrone) hingegen einen signifikanten Unterschied (t-Test, $p = 0,026$). Dies zeigt, dass ein retrograd eingebrachter Zement-Plug sich nicht signifikant auf die Zahnfarbe im koronalen Bereich auswirkt. Anzumerken ist, dass die Gruppen 1 bis 8 trotz möglicher Kontamination der koronalen Dentinwände mit Zement auch nur eine geringe koronale Verfärbung zeigten.

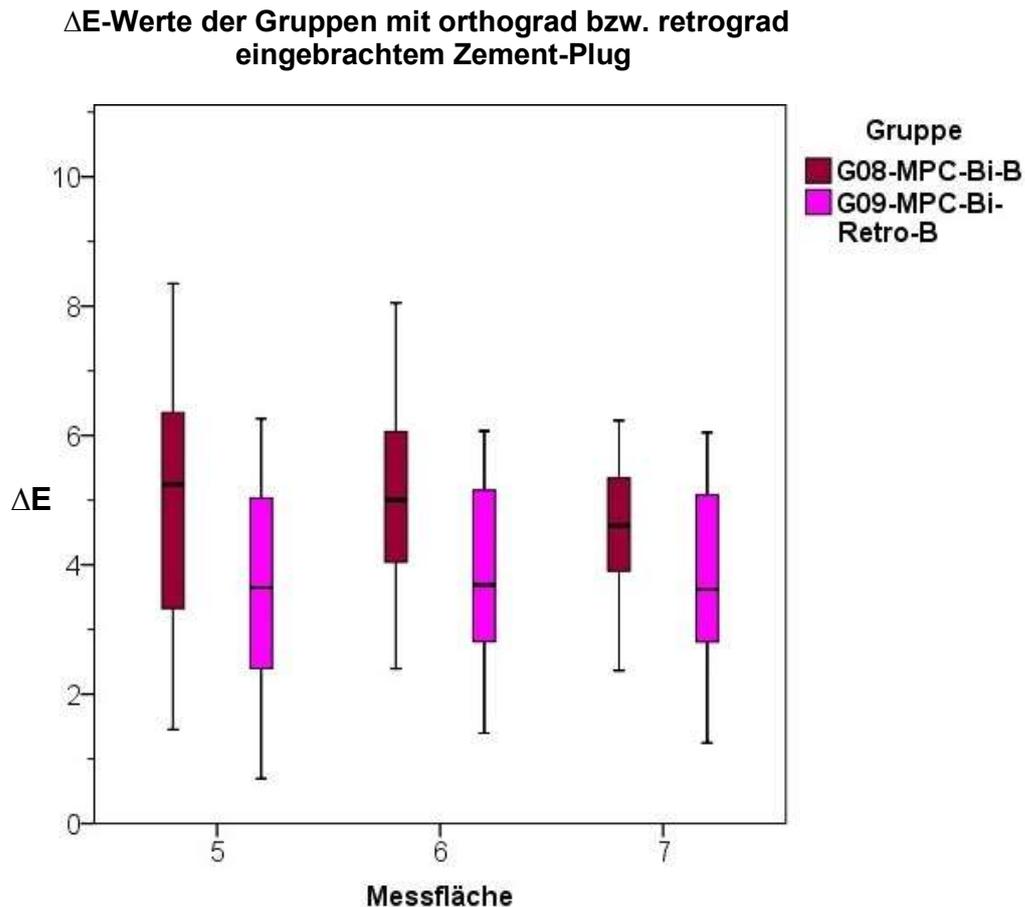


Abbildung 24: Vergleich der Farbänderung ΔE an den koronalen Messflächen 5, 6 und 7 von G08-MPC-Bi-B mit G09-MPC-Bi-Retro-B zum Zeitintervall T1 bis T5.

3.1.5 Einfluss der adhäsiven Dentinversiegelung auf die Farbänderung in G08-MPC-Bi-B und G10-MPC-Bi-Adh-B

Zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) zeigte sich auf Messfläche 5 (zervikaler Teil der Zahnkrone) in G10-MPC-Bi-Adh-B eine geringere Farbdifferenz als in G08-MPC-Bi-B. Dagegen war die Farbänderung auf den Messflächen 6 und 7 in G10-MPC-Bi-Adh-B höher als in G08-MPC-Bi-B bzw. gleich hoch (siehe Tabelle 11, Abbildung 25). Es ergaben sich auf den Messflächen 5 bis 7 keine signifikanten Unterschiede zwischen G08-MPC-Bi-B und G10-MPC-Bi-Adh-B (t-Test, $p = 0,453$ auf Messfläche 5, $p = 0,603$ auf Messfläche 6, $p = 0,194$ auf Messfläche 7). Ein Einfluss auf die Zahnfarbe im koronalen Bereich durch eine zusätzliche adhäsive Dentinversiegelung vor Applikation des Zement-Plugs konnte demzufolge nicht nachgewiesen werden. Anzumerken ist, dass die Gruppen 1 bis 8, bei welchen eine Kontamination der

Ergebnisse

koronalen Dentinwände mit Zement nicht auszuschließen war, auch nur eine geringe Farbänderung im koronalen Bereich zeigten.

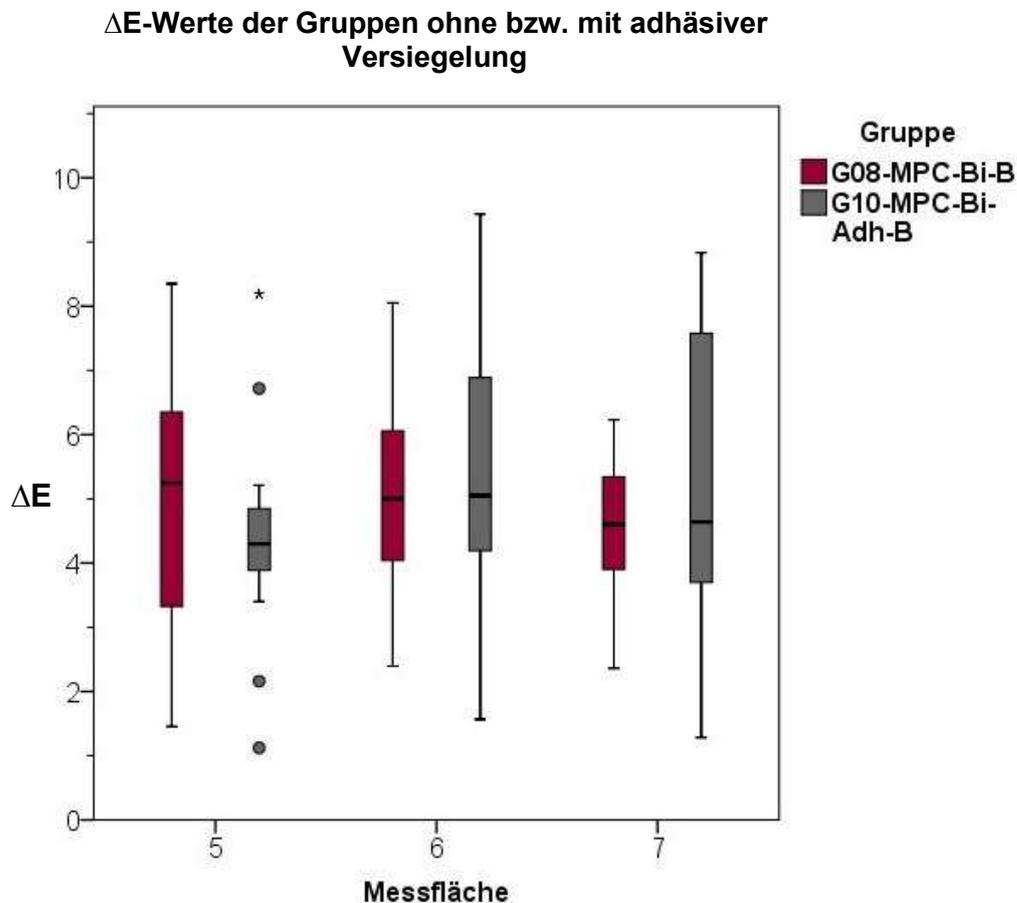


Abbildung 25: Vergleich der Farbänderung ΔE an den koronalen Messflächen 5, 6 und 7 von G08-MPC-Bi-B mit G10-MPC-Bi-Adh-B zum Zeitintervall T1 bis T5.

3.1.5 Einfluss der Materialien Zement, Guttapercha, Sealer und Komposit auf die Zahnfarbe im Zeitintervall T1 bis T5

Der nichtparametrische Friedman-Test zum Vergleich von mehr als zwei verbundenen Stichproben ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Messflächen 1 bis 7 ($p < 0,001$). Die paarweisen Post-hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur zeigten, dass sich die Messflächen 1 und 4 ($p = 0,272$), 1 und 6 ($p = 1,000$) sowie 4 und 6 ($p = 1,000$) nicht signifikant voneinander unterschieden. Alle Gruppen zusammengefasst zeigten zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) auf Messfläche 4 mit $\Delta E = 4,9$ (2,9-6,5) die stärkste Farbänderung, gefolgt von Messfläche 6 mit $\Delta E = 4,7$ (3,7-5,6) und Messfläche

Ergebnisse

1 mit $\Delta E = 3,9$ (2,6-6,4) (siehe Abbildung 26, Tabelle 11). Dies bestätigt, dass der Zement initial für die höchste Farbänderung verantwortlich ist und ab dem Zeitpunkt T1 zu keiner weiteren großen Farbänderung führt (siehe Tabelle 10 und 11). Im zeitlichen Verlauf von 12 Monaten wurde hingegen im Bereich der Guttapercha und des Sealers die deutlichste Farbänderung gemessen.

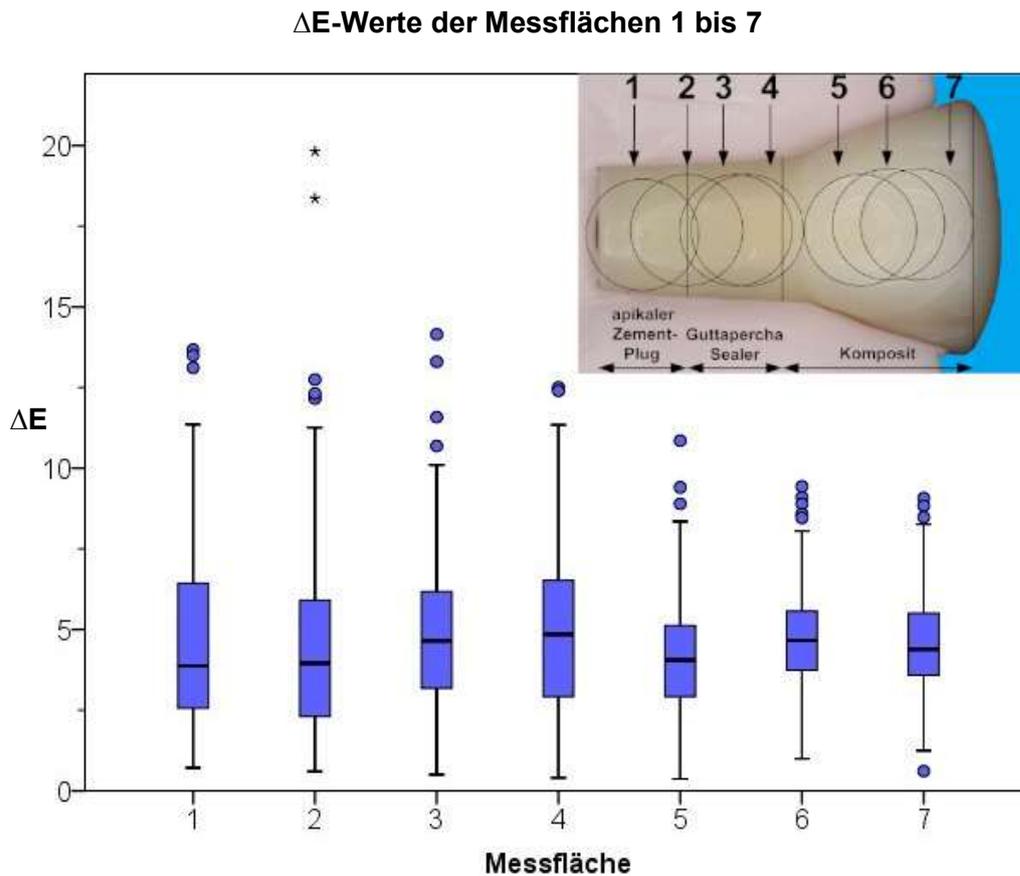


Abbildung 26: Vergleich der Farbänderung ΔE zwischen den Messflächen 1 bis 7 aller Gruppen im Zeitintervall T1 bis T5.

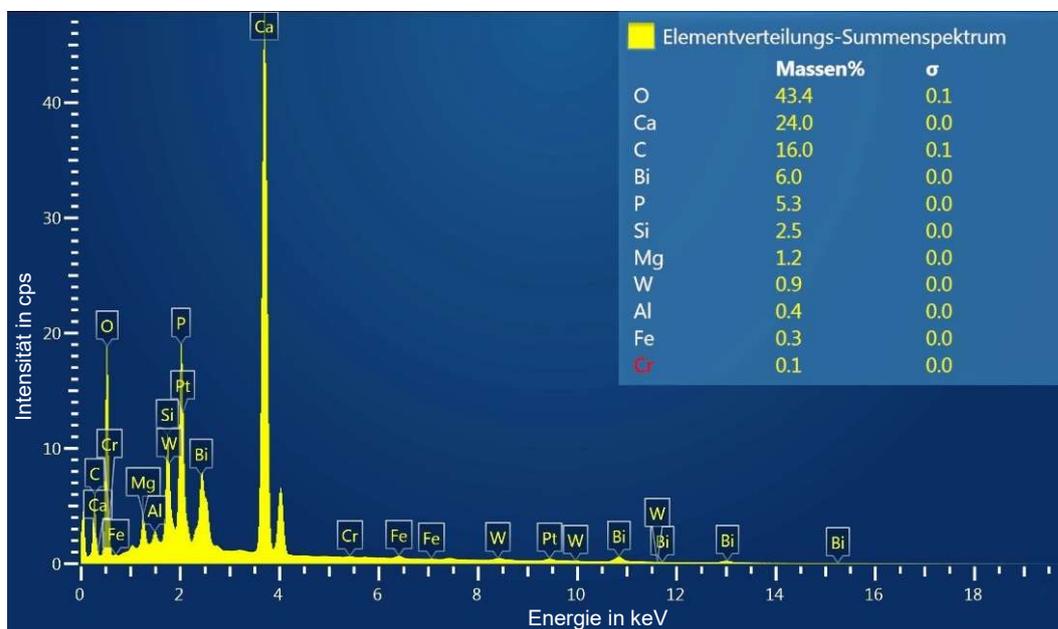
3.2 Ergebnisse der Elementanalyse mittels EDX

Mit Hilfe der EDX wurde das Wurzelentin auf Zementrückstände untersucht. In jeder Gruppe wurde ein Probenzahn getestet. Die Elemente auf der abgebildeten Oberfläche waren relativ gleichmäßig verteilt. Weiterhin konnte im Bereich der Sägefläche der Proben kein Eindringen bestimmter Elemente in die Dentintubuli nachgewiesen werden.

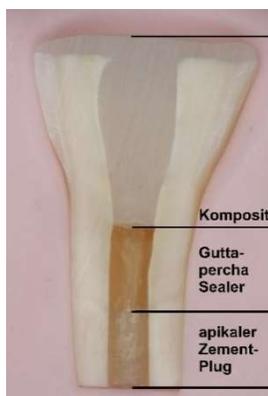
Ergebnisse

3.2.1 EDX-Analyse von G01-PRMTA und G02-PRMTA-B

Die Abbildungen 27 und 28 zeigen das Elementverteilungs-Summenspektrum von G01-PRMTA und G02-PRMTA-B. In beiden Gruppen konnten Bismut, Silicium, Magnesium, Aluminium und Eisen als Bestandteile des Zementes nachgewiesen werden. Die untersuchte Fläche in G02-PRMTA-B enthielt zudem Natrium. In G02-PRMTA-B erschien die apikale Region augenscheinlich dunkler verfärbt als in G01-PRMTA. Ursächlich könnte die Anwesenheit von Blut in G02-PRMTA-B sein, wenngleich der Massenanteil von Eisen in G01-PRMTA und G02-PRMTA-B gleich hoch war.



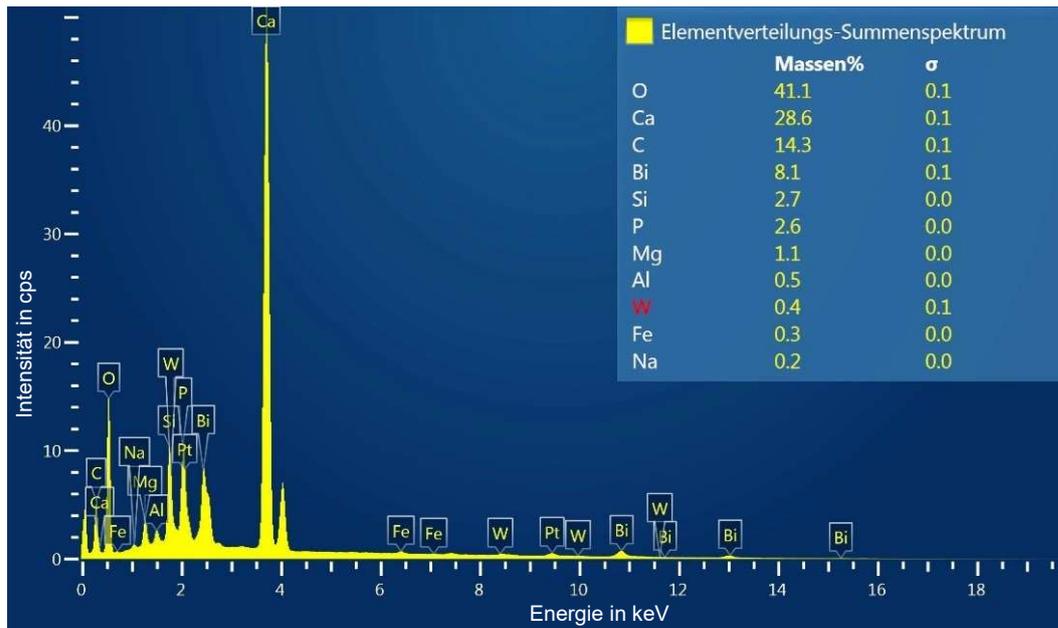
a



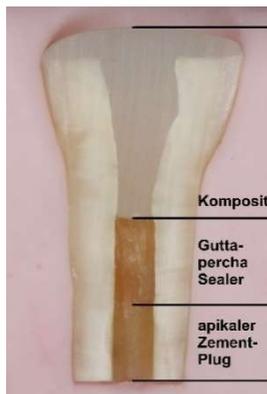
b

Abbildung 27: Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G01-PRMTA.

Ergebnisse



a



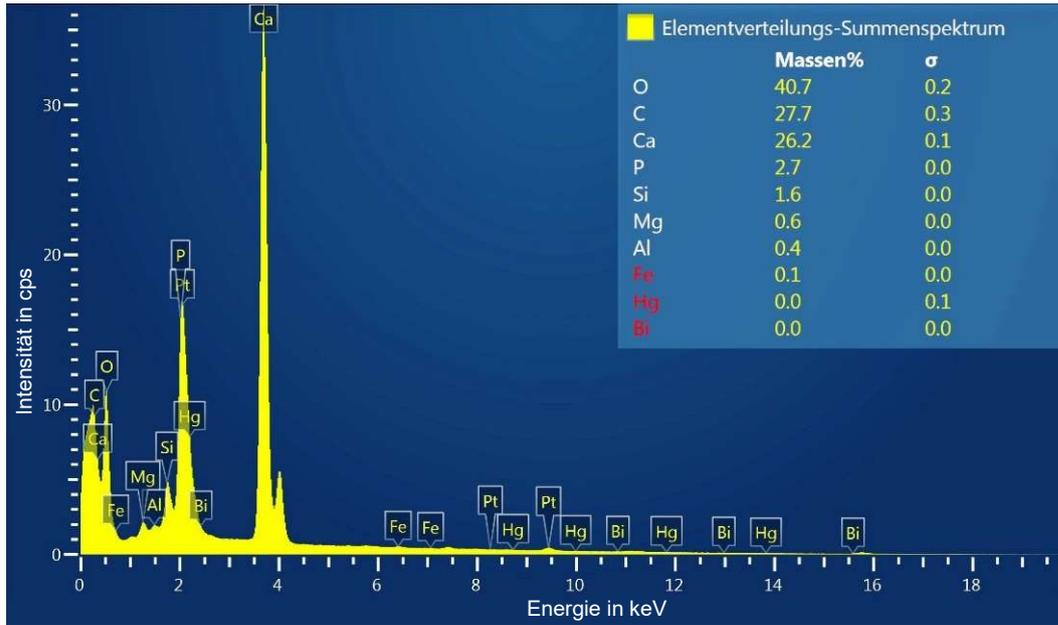
b

Abbildung 28: Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G02-PRMTA-B.

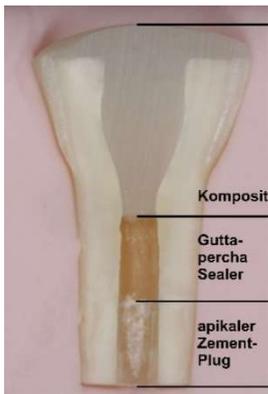
3.2.2 EDX-Analyse von G03-MMTA und G04-MMTA-B

In G03-MMTA und G04-MMTA-B wurden Silicium, Magnesium und Aluminium nachgewiesen (siehe Abbildung 29 und 30). Der geringe Eisenanteil war statistisch irrelevant. Die apikale Region war in Gruppe 4 augenscheinlich dunkler verfärbt als in Gruppe 3. Dies könnte an dem beigemischten Blut in G04-MMTA-B liegen.

Ergebnisse



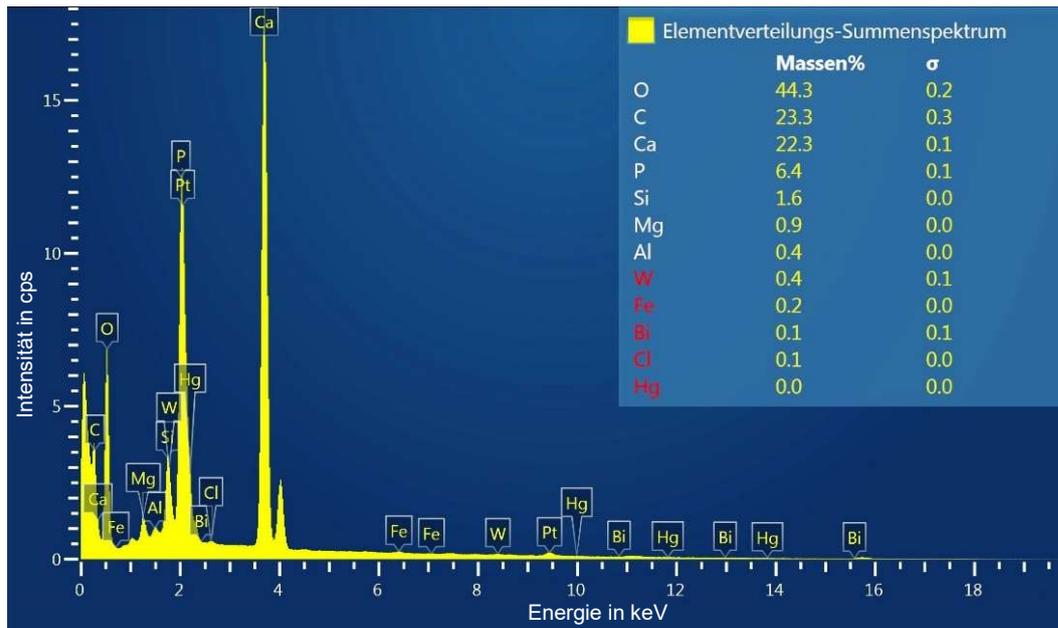
a



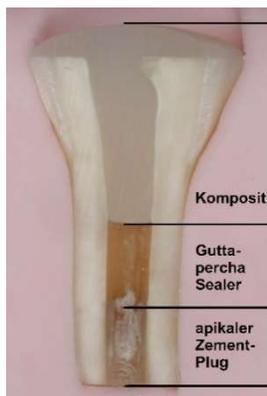
b

Abbildung 29: Elementverteilungssommenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G03-MMTA.

Ergebnisse



a



b

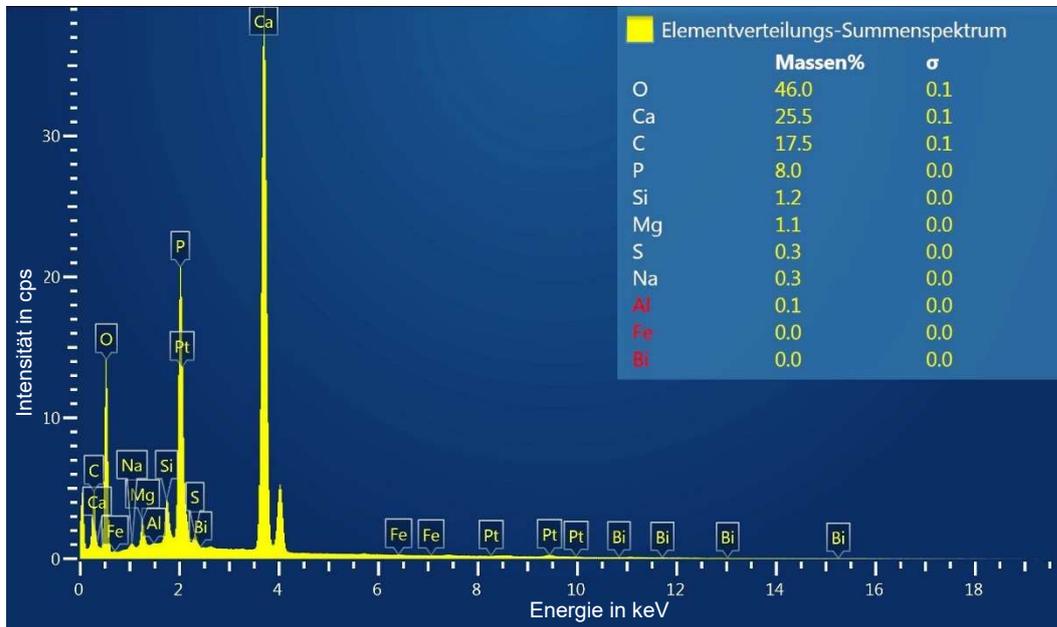
Abbildung 30: Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G04-MMTA-B.

3.2.3 EDX-Analyse von G05-TF und G06-TF-B

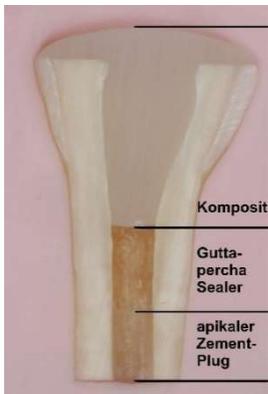
In G05-TF und G06-TF-B konnten Silicium, Magnesium, Natrium und Aluminium nachgewiesen werden (siehe Abbildung 31 und 32). Der geringe Aluminiumanteil in G05-TF und der geringe Eisenanteil in G05-TF und G06-TF-B waren statistisch irrelevant. Wie in den Gruppen zuvor war in Gruppe 6 apikal augenscheinlich eine dunklere Verfärbung sichtbar als in Gruppe 5. Dies könnte auf dem beigemischten Blut in G06-TF-B beruhen. In beiden Gruppen war jeweils der

Ergebnisse

Bereich der Guttapercha und des Sealers augenscheinlich stärker verfärbt als der Bereich des Plugs.



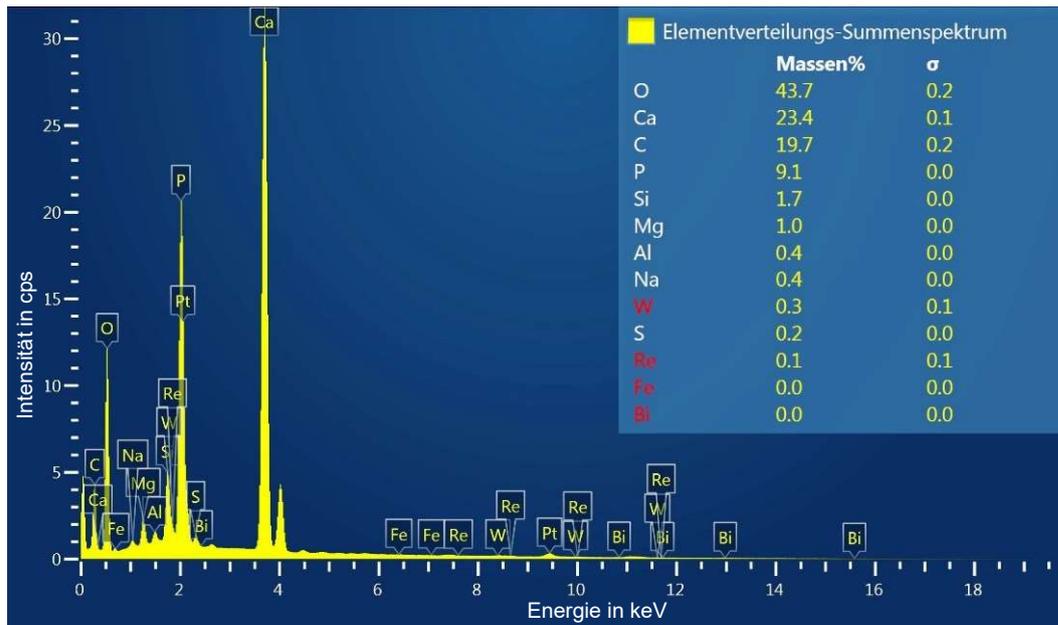
a



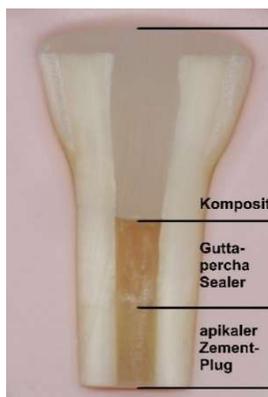
b

Abbildung 31: Elementverteilungssommenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G05-TF.

Ergebnisse



a



b

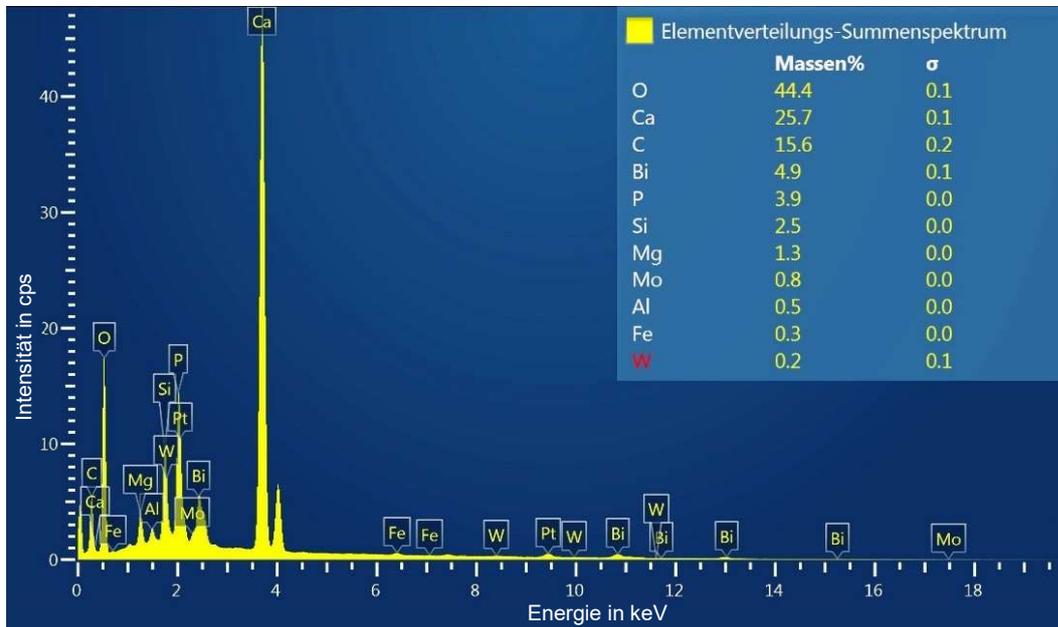
Abbildung 32: Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G06-TF-B.

3.2.4 EDX-Analyse von G07-MPC-Bi, G08-MPC-Bi-B, G09-MPC-Bi-Retro-B und G10-MPC-Bi-Adh-B

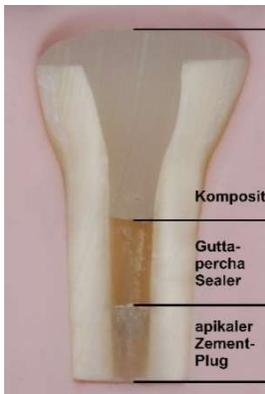
Die Gruppen 7 bis 10 enthielten Bismut, Silicium, Magnesium, Aluminium und Eisen (siehe Abbildung 33, 34, 35 und 36). Der geringe Eisenanteil in G10-MPC-Bi-Adh-B war statistisch irrelevant. In G09-MPC-Bi-Retro-B wurde zudem Natrium nachgewiesen. In G08-MPC-Bi-B erschien die apikale Region augenscheinlich dunkler als in G07-MPC-Bi, obwohl in G08-MPC-Bi-B der Bismutanteil um 4,5% und der Magnesium-, Aluminium- sowie Eisenanteil um

Ergebnisse

jeweils 0,2% geringer als in G07-MPC-Bi ausfiel. Ursächlich für die dunklere Farbe könnte somit die Anwesenheit von Blut sein.



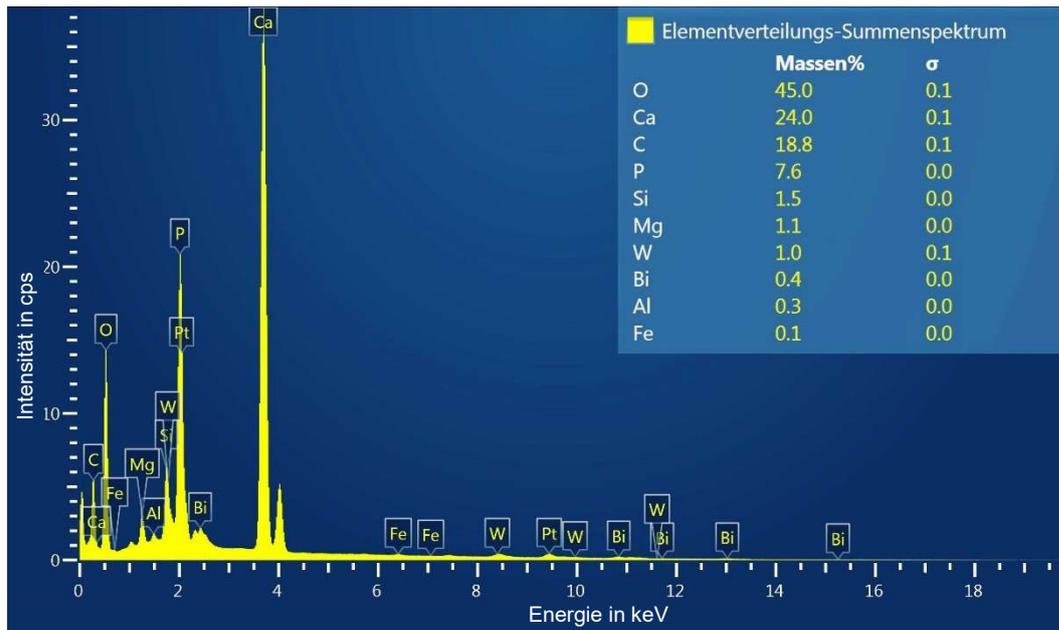
a



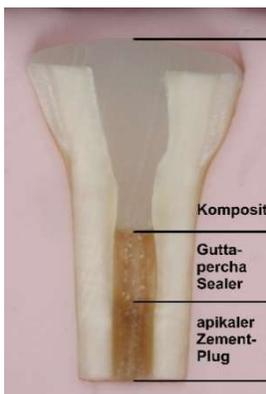
b

Abbildung 33: Elementverteilungsspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G07-MPC-Bi.

Ergebnisse



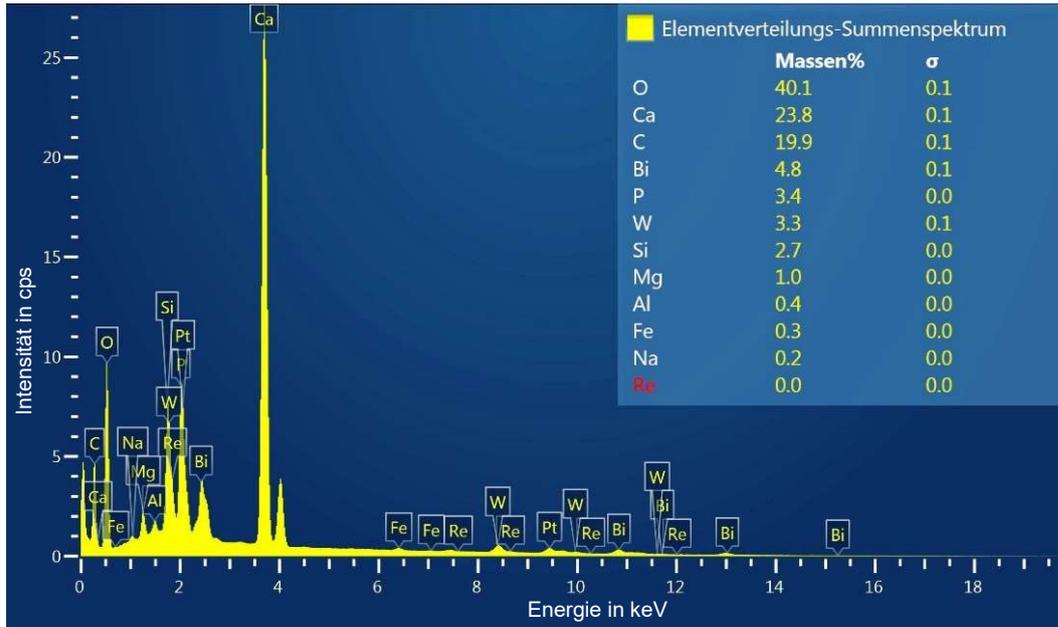
a



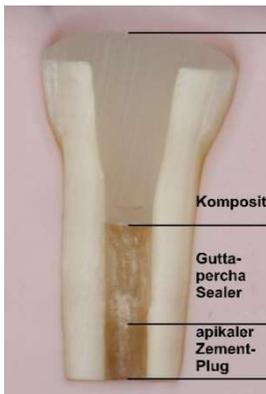
b

Abbildung 34: Elementverteilungssommenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G08-MPC-Bi-B.

Ergebnisse



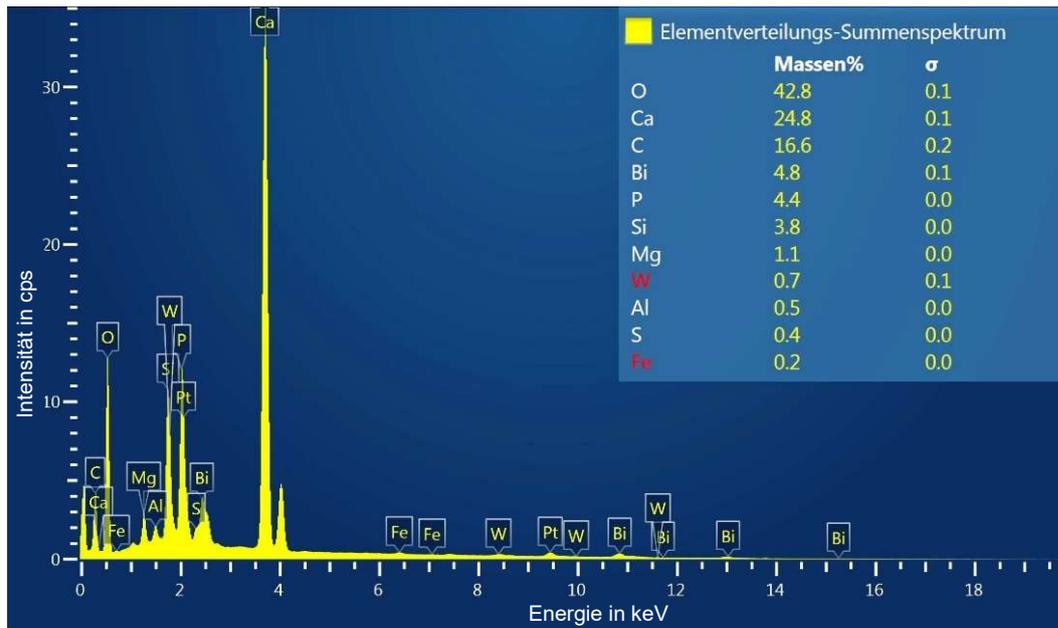
a



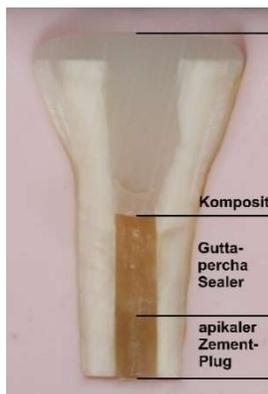
b

Abbildung 35: Elementverteilungssommenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G09-MPC-Bi-Retro-B.

Ergebnisse



a



b

Abbildung 36: Elementverteilungssommenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G10-MPC-Bi-Adh-B.

3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die vorliegende Studie zeigt, dass die initiale Farbänderung zwischen T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) und T1 (nach 24 Stunden) am stärksten war, wobei im apikalen Bereich auf Messfläche 1 die größte Farbänderung gemessen wurde. Zwischen den getesteten Zementen bestand kein statistisch signifikanter Unterschied in ihrem Verfärbungspotenzial. Im klinisch relevanten koronalen Bereich traten zwischen T0 und T1 geringe Farbänderungen auf, welche zwischen T1 u. T5 (nach 12 Monaten) nur leicht anstiegen. Somit konnte in der

Ergebnisse

vorliegenden Studie gezeigt werden, dass apikale Plugs mit hydraulischen Kalziumsilikatzementen die Zahnfarbe im ästhetisch relevanten Kronenbereich in einem Untersuchungszeitraum von 12 Monaten nicht negativ beeinflussen.

Zwischen T1 und T5 zeigten die Bereiche auf Höhe der Guttapercha und des Sealers die größten Farbänderungen, gefolgt von dem Bereich der Zahnkrone auf Höhe der Kompositdeckfüllung und dem Bereich des apikalen Zementplugs.

In Anwesenheit von Blut nahm die Lumineszenz signifikant ab, wobei die ΔE -Werte keine signifikante Änderung im Verlauf von 12 Monaten zeigen konnten.

Weder eine vorherige adhäsive Dentinversiegelung, noch eine retrograde Fülltechnik hatten einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Zahnfarbe im Kronenbereich. Dieses Ergebnis steht in Einklang mit der ohnehin geringen koronalen Verfärbung der Gruppen 1 bis 8, bei welchen eine Kontamination der koronalen Dentinwände mit Zement nicht auszuschließen war.

Die EDX erlaubte einen Nachweis typischer Zementbestandteile wie z.B. Bismut, Silicium, Aluminium, Magnesium und Eisen. Es konnte allerdings kein Zusammenhang zwischen der Lumineszenz und dem Vorliegen bestimmter Elemente gefunden werden.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

4.1.1 Bedeutung von In-vitro-Untersuchungen für die Klinik

In-vitro-Untersuchungen werden mit dem Ziel durchgeführt, eine möglichst genaue Vorhersage über das klinische Verhalten der zu prüfenden Materialien treffen zu können. Daher sollte der Versuchsaufbau dem klinischen Vorgehen so weit wie möglich ähneln (Nothdurft et al. 2003).

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, das Verfärbungspotenzial hydraulischer Kalziumsilikatzemente bei wurzelunreifen Zähnen zu bestimmen und den Einfluss extrinsischer Verfärbungen, die unter klinischen Bedingungen durch Chromogene hervorgerufen werden können, auszuschließen. Die Normierung von Kronenlänge, Wurzellänge und Wurzelkanaldurchmesser aller Rinderzähne erlaubte dabei, die verwendeten Materialien direkt untereinander zu vergleichen.

Durch das verwendete Spülprotokoll wurde versucht, Verfärbungen, die durch koronal belassenes nekrotisches Pulpagewebe entstehen könnten, auszuschließen bzw. zu minimieren (Ahmed & Abbott 2012).

In Anlehnung an Untersuchungen von Lenherr et al. (2012) und Dettwiler et al. (2016) wurde für die vorliegende In-vitro-Studie ein Beobachtungszeitraum von einem Jahr gewählt, da die Autoren in diesem Zeitraum Zahnverfärbungen durch endodontische Materialien nachweisen konnten. Darüber hinaus wäre sicherlich auch ein längerer Beobachtungszeitraum interessant und klinisch von Interesse.

4.1.2 Auswahl der Zähne

Für diese Studie wurden 150 unversehrte Rinderzähne von frisch geschlachteten vier- bis sechsjährigen Rindern verwendet. In ähnlichen Studien wurden auch menschliche Zähne verwendet (Marconyak et al. 2016; Shokouhinejad et al. 2016). Für die vorliegende Untersuchung werden allerdings kariesfreie Zähne ohne Restauration mit möglichst ähnlicher Zahnmorphologie benötigt. Die Beschaffung menschlicher Zähne mit diesen Voraussetzungen gestaltet sich

Diskussion

somit insbesondere vor dem Hintergrund der benötigten Menge schwierig (Marciano et al. 2014) und ist aus ethischen Gründen begrenzt (Camargo et al. 2008). Rinderzähne hingegen können unschwer in großen Mengen beschafft werden. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, die Größe sowie das Alter zu normieren (Soares et al. 2016). Sie weisen eine flache Oberfläche auf, wodurch eine standardisierte Messung ermöglicht wird (Marciano et al. 2014). Zudem besteht eine große Ähnlichkeit in der chemischen Zusammensetzung zwischen bovinen und humanen Zähnen (Teruel et al. 2015). Die Kalzium- und Phosphatkonzentration ist bei beiden Spezies fast identisch (Falla-Sotelo et al. 2005; Soares & Santo 2015). Außerdem ähneln sich die Radioopazität des Schmelz sowie die Schmelz- und Dentinhärte (Fonseca et al. 2008). Auch die Säureresistenz des Dentins ist vergleichbar (Hara et al. 2003).

Die Anzahl der Dentintubuli gleicht im koronalen Bereich der menschlicher Zähne (Schilke et al. 2000). Im bovinen Wurzeldentin hingegen findet man eine höhere Anzahl an Tubuli als beim Menschen (Camargo et al. 2007), was eine Penetration verfärbender Substanzen begünstigen könnte.

In der Literatur finden sich teils widersprüchliche Angaben zur Flächendichte der Dentintubuli. In einigen Studien (Lopes et al. 2009; Schmalz et al. 2001) war diese bei menschlichen Zähnen höher als bei Rinderzähnen. Schilke et al. (2000) hingegen fanden keinen Unterschied. Diese Diskrepanz könnte aus ungleichem Alter bzw. unterschiedlichen Rassen und Lebensbedingungen der Rinder resultieren. Es gilt, dass die Dichte der offenen Dentintubuli durch Sklerosierung im Alter abnimmt (Carrigan et al. 1984). Somit könnte der Unterschied durch ältere Rinderzähne in der Studie von Lopes et al. (2009) erklärt werden.

Zwischen menschlichen und bovinen Zähnen konnte jeweils kein signifikanter Unterschied im Durchmesser der koronalen Dentintubuli (Schilke et al. 2000) und der Dentintubuli im Bereich des Wurzelkanals (Camargo et al. 2007) gefunden werden. Eine Studie von Schmalz et al. (2001) ergab hingegen bei Rinderzähnen einen um 32% kleineren Durchmesser als bei menschlichen Zähnen, verbunden mit einer etwa halb so großen Perfusion und Diffusion.

Diese unterschiedlichen Angaben in der Literatur sind schwer miteinander zu vergleichen, da Zähne unterschiedlichen Alters verwendet wurden bzw. aus einigen Studien keinerlei Altersangaben zu entnehmen sind. Auch die

Diskussion

Lebensbedingungen der Rinder und die Rasse könnten das Ergebnis von Studien beeinflussen.

Für die vorliegende Studie wurden Zähne von vier bis sechs Jahre alten Rindern mit entsprechend engeren Dentintubuli verwendet.

Die Wandstärke des Dentins ist bei menschlichen wurzelunreifen Zähnen dünner als bei Rinderzähnen. Dadurch könnten Zahnverfärbungen schneller an der Oberfläche in Erscheinung treten.

Im Zahnschmelz zeigen sich Unterschiede zwischen Rinderzähnen und menschlichen Zähnen.

Rinderzähne haben im Vergleich zu menschlichen Zähnen dickere Kristallite (Arends & Jongebloed 1978) sowie einen größeren interprismatischen Raum (Edmunds et al. 1988).

Um die rosige Gingiva zu simulieren, wurden die Rinderzähne in rosafarbene Silikonnetmasse horizontal eingebettet. Da für jede Probe ein eigenes Silikonbett gefertigt wurde, kann ein Einfluss auf die Messung der Zahnfarbe ausgeschlossen werden.

4.1.3 Lagerung der Zähne

Die Rinderzähne wurden ca. 12 Stunden nach Schlachtung der Tiere extrahiert und zur Desinfektion in 1%iger Chloramin-T-Lösung gelagert. Haller et al. (1993) konnten beim Test verschiedener Dentinhaftvermittler zeigen, dass in 1 %iger Chloramin-T-Lösung gelagerte menschliche Zähne ähnliche Randspalten zeigen wie frisch extrahierte Zähne. Somit kann angenommen werden, dass das verwendete Lagerungsmedium die Ergebnisse dieser Studie nicht beeinflusst hat. Lenherr et al. (2012) haben gezeigt, dass Randspalten mögliche Ursache für Zahnverfärbung sein können. Grund hierfür könnte eine Interaktion der endodontischen Materialien mit Speichelbestandteilen und Bakterien sein (Lenherr et al. 2012). Anzumerken ist hier allerdings, dass in der vorliegenden Studie weder Speichel, noch orale Bakterien mit den endodontischen Materialien in Kontakt kamen, sodass die Verfärbungen rein auf die Materialien zurückzuführen waren.

4.1.4 Chemomechanische Aufbereitung des Wurzelkanals

Die bei der mechanischen Aufbereitung entstehende Schmierschicht besteht aus einem organischen und anorganischen Teil (Kockapan 1987). Zur Entfernung der Schmierschicht und des Debris wurden die Rinderzähne 24 Stunden vor der Obturation der Wurzelkanäle im Ultraschallbad (Fa. Bandelin electronic) für 30 Minuten in 3%iger Natriumhypochlorit-Lösung (NaOCl), 2 Minuten in 20%iger Natriumedetat-Lösung (EDTA) und 3 Minuten in 3%iger Natriumhypochlorit-Lösung vorbehandelt.

NaOCl-Lösung gilt als Goldstandard zur Wurzelkanal-desinfektion. Es weist eine hohe antibakterielle Wirkung auf (Hülsmann 2008) und ist in der Lage, organisches Gewebe aufzulösen (European Society of Endodontology 2006). Die in dieser Studie verwendete Lagerungszeit von 30 Minuten entspricht in etwa der Zeit, welche am Patienten für die chemomechanische Aufbereitung eines Zahnes benötigt wird (Marciano et al. 2014). Die folgende Anwendung des Chelators EDTA entfernt die Schmierschicht und legt die Dentintubuli frei. Bei der erneuten NaOCl-Spülung kann dies nun in die Dentintubuli eindringen (Qian et al. 2011) und seine antibakterielle Wirkung entfalten (Hülsmann 2008).

Da NaOCl durch EDTA inaktiviert wird (Hülsmann 2008; Zehnder et al. 2005), wurde beim Wechsel zwischen NaOCl und EDTA eine Zwischenspülung mit destilliertem Wasser durchgeführt, um eine Interaktion zwischen den beiden Spülmedien zu verhindern.

Bei einer ultraschallaktivierten Spülung kann eine verbesserte Desinfektion (Huque et al. 1998; Sjögren & Sundqvist 1987; Spoletti et al. 2003) sowie eine verbesserte gewebs- und debrisauflösende Wirkung von NaOCl (Cheung & Stock 1993; Lee et al. 2004) erwartet werden, wobei die Auflösung der Schmierschicht mit ultraschallaktiviertem EDTA im Gegensatz zu ultraschallaktiviertem NaOCl nicht verbessert wird (Ciucchi et al. 1989). Die ultraschallaktivierte Spülung trägt somit zum Entfernen der Schmierschicht bei, auch wenn die Schmierschicht nicht vollständig eliminiert werden kann (Cheung & Stock 1993).

In der Literatur findet man widersprüchliche Angaben über die Auswirkungen der Reihenfolge der Spüllösungen auf die mechanischen Eigenschaften des Dentins.

Diskussion

Qian et al. (2011) zeigten an Wurzelsegmenten, dass bei der Spülung mit 17%igem EDTA und anschließend 5,25%igem NaOCl Erosionen auftreten, in umgekehrter Reihenfolge hingegen nicht. Im Gegensatz dazu wurden in einer Studie von Zhang et al. (2010) Erosionen auch bei einer Abschlusspülung mit 17% EDTA nachgewiesen. Ob diese Erosionen klinische Konsequenzen haben bleibt jedoch unklar (Haapasalo et al. 2010). Nach der Anwendung von EDTA wird empfohlen, mit NaOCl nachzuspülen (Barthel et al. 2006).

NaOCl (2,5%) hat ebenfalls Einfluss auf die Biegefestigkeit des Dentins (Marending et al. 2007). Bei einer Einwirkzeit von 24 Minuten nimmt diese signifikant ab, wohingegen EDTA für 3 Minuten unabhängig von der Reihenfolge der Spüllösungen keine Auswirkung zeigt (Marending et al. 2007).

Uzunoglu et al. (2012) untersuchten den Zusammenhang zwischen unterschiedlichen Konzentrationen von EDTA bei verschiedenen Applikationszeiten und der Frakturresistenz der Zähne. Sie folgerten, dass die höchste Frakturresistenz erreicht wird, wenn EDTA entweder bei hoher Konzentration über einen kurzen Zeitraum oder aber bei niedriger Konzentration über einen langen Zeitraum appliziert wird.

Leal et al. (2015) untersuchten den Zusammenhang zwischen verschiedenen Spülprotokollen und der Haftkraft von Sealern auf Kunstharzbasis an Wurzelentin. Die höchsten Haftwerte konnten mit dem Spülprotokoll NaOCl (5,25%, 1 ml)/ EDTA (17%, 3 Minuten)/ NaOCl (5,25%, 1 ml) festgestellt werden. In der vorliegenden Studie wurde mit 3 % NaOCl eine geringere Konzentration gewählt, da 5,25 %-iges NaOCl zu Erosionen führen kann (Zhang et al. 2010). Barthel et al. (2006) empfehlen zur Desinfektion des Wurzelkanals eine NaOCl-Konzentration von 0,5 % bis 5 % und zur Entfernung der Schmierschicht eine EDTA-Konzentration bis 15 %. In Anlehnung an eine Studie von Dettwiler et al. (2016) wurde in der vorliegenden Studie 20%iges EDTA verwendet.

Bei entfernter Schmierschicht muss mit einer um 35% erhöhten Dentinpermeabilität gerechnet werden (Dippel et al. 1984). Auch Schmalz et al. (2001) berichten von einer erhöhten Perfusion und Diffusion bei entfernter Schmierschicht. Einerseits wird dadurch eine bessere Penetration des Sealers in die Dentintubuli sowie Anhaftung des Wurzelfüllmaterials an der Kanalwand

Diskussion

bewirkt (Yamada et al. 1983). Andererseits könnten Verfärbungen beispielsweise durch Blut oder hydraulische Kalziumsilikatzemente begünstigt werden.

Um mögliche Interaktionen zwischen den Spüllösungen und den endodontischen Zementen auszuschließen, wurden die Zähne nach durchgeführtem Spülprotokoll erneut für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert. Denn in mehreren Studien konnte eine Verfärbung von MTA bei Kontakt mit NaOCl nachgewiesen werden (Camilleri 2014; Keskin et al. 2015). Für die Ursache der Verfärbung entwickelte Camilleri (2014) zwei Theorien. Zum einen erklärte sie die dunkelbraune bis schwarze Verfärbung durch die Umwandlung von Bismut(III)-oxid zu metallischem Bismut durch Interaktion mit NaOCl. Zum anderen könnte eine weitere Oxidation von Bismut(III)-oxid dazu führen, dass das Oxid instabil wird, mit Kohlenstoffdioxid in der Luft reagiert und hierbei lichtsensibles (von Bruchhausen et al. 1993) Bismutcarbonat entsteht.

Jeder Rinderzahn lag während des Einbringens der Wurzelkanalfüllung 45 Minuten trocken. Dies entspricht in etwa der Behandlungszeit am Patienten. Anschließend wurden die Zähne wieder in destilliertem Wasser gelagert und im Wärmeschrank (Tv 30, Fa. Memmert) bei 37°C und Dunkelheit aufbewahrt.

Der Faktor Licht spielt bei Zahnverfärbung ebenfalls eine wichtige Rolle. Bei vorherrschenden anaeroben Bedingungen, beispielsweise vorzufinden bei einer mit MTA behandelten Pulpa unter einer koronalen Restauration, dissoziiert Bismut(III)-oxid unter Lichteinfluss in metallisches Bismut und Sauerstoff (Kang et al. 2015). Der Grad der Verfärbung ist dabei von der Lichtquelle sowie vom Sauerstoffgehalt abhängig (Vallés et al. 2013).

In der vorliegenden Studie befanden sich die Proben im Untersuchungszeitraum überwiegend im Wärmeschrank (Tv 30, Fa. Memmert) bei Dunkelheit. Somit war der Lichteinfluss hier gering und kann als Einflussfaktor ausgeschlossen werden.

4.1.5 Einfluss des Behandlers

In dieser Studie wurden alle Wurzelkanalfüllungen von einer Behandlerin (C.O.) gelegt. Ein Einfluss verschiedener Behandler kann somit ausgeschlossen werden. Um den Einfluss des persönlichen Lerneffekts der Behandlerin auf die Ergebnisse zu minimieren, wurden die unterschiedlichen hydraulischen

Kalziumsilikatzemente abwechselnd verwendet. Da die Wurzelkanalfüllungen extraoral unter vereinfachten Bedingungen gelegt wurden, konnten weitere beeinflussende Faktoren, wie erschwerte Zugänglichkeit am Patienten und Mitarbeit des Patienten ausgeschlossen werden. Somit sind die Ergebnisse weitestgehend rein auf die Materialien zurückzuführen.

4.1.6 Wurzelfülltechnik

Zum Verschluss des bei wurzelunreifen Zähnen weit offenen Foramens wurde nach Trocknung des Wurzelkanals apikal ein 4 mm langer Zement-Plug gesetzt, was im Bereich der Herstellerempfehlungen von 3-5 mm liegt. Restliche NaOCl- oder EDTA-Lösung wurde mittels destilliertem Wasser weggespült, da diese den Aushärtungsprozess des Zementes verlangsamen könnten oder gar zu einer Auflösung des Materials führen könnten (Keskin et al. 2015).

Ziel der Wurzelkanalfüllung ist ein dauerhafter flüssigkeits- und bakteriendichter Verschluss des präparierten und desinfizierten Wurzelkanals (European Society of Endodontology 2006). Verschiedene Studien belegen, dass bei einem 5 mm langen Zement-Plug weniger Undichtigkeiten (Coneglian et al. 2007) bzw. gar keine Penetration von Bakterien (Al-Kahtani et al. 2005) im Vergleich zu einem nur 2 mm langen Plug auftreten.

Hachmeister et al. (2002) zeigten, dass ein 4 mm langer Plug vertikalen Verschiebekräften besser standhält als ein 1 mm langer Plug.

Bei der Wahl der Länge des Plugs muss allerdings die zur Verfügung stehende Zahnlänge und der Abstand zur Schmelz-Zement-Grenze berücksichtigt werden, da es sonst zu massiven Zahnverfärbungen im klinisch sichtbaren Bereich kommen kann und ästhetische Beeinträchtigungen der Patienten auftreten können. Moore et al. (2011) zeigten in einer klinischen Studie, dass koronale Zahnverfärbungen auch bei apikal gesetzten Zement-Plugs auftreten.

Im Hinblick auf die angestrebte möglichst lange Erhaltung des Zahnes ist letztendlich auch ein Blick auf die Frakturresistenz zu werfen. In einer Studie von Cicek et al. (2017) zeigten menschliche Zähne mit einem 3 mm langen Plug die höchste Frakturresistenz, wobei kein signifikanter Unterschied zur Gruppe mit 6 mm langen Plugs gefunden wurde.

Es ist jedoch zu beachten, dass bei dickerem Zement-Plug weniger Anteile der Wurzelkanalwand als Verbundfläche für einen eventuellen Stiftaufbau zur Verfügung stehen. Dies könnte sich insbesondere auf die Frakturfestigkeit bei kurzen unreifen Wurzeln auswirken (Al-Kahtani et al. 2005).

Das dünne Benetzen der Kanalwand mit Sealer dient dem Ausgleich von Unebenheiten und der Versiegelung von Hohlräumen zwischen der Guttapercha und der Kanalwand. Außerdem soll verhindert werden, dass „Flüssigkeiten, Mikroorganismen und Bakterientoxine im Wurzelkanal von koronal nach apikal und umgekehrt“ wandern (Hülsmann 2008).

Mit der angewendeten Squirting-Technik konnte das übrige Kanallumen leicht aufgefüllt werden. Andere in der Praxis gängige Obturationsverfahren, wie die Schilder-Technik oder die laterale Kondensation eigneten sich für diese Studie nicht, da die Voraussetzungen nicht gegeben waren. Hierfür wären eine apikale Konstriktion sowie eine gleichmäßige Konizität des Wurzelkanals erforderlich (Hülsmann 2008).

4.1.7 Retrograde Wurzelkanalfüllung

Die in G09-MPC-Bi-Retro-B durchgeführte retrograde Wurzelkanalfüllung simuliert das Vorgehen bei einer Wurzelspitzenresektion. Eine Kontamination des koronalen Pulpakavums mit Zementresten kann somit gänzlich ausgeschlossen werden.

4.1.8 Adhäsive Versiegelung des Pulpakavums

Akbari et al. (2012) konnten in ihrer In-vitro-Studie zeigen, dass eine adhäsive Versiegelung des Dentins vor Zementapplikation zu geringeren Zahnverfärbungen führt. Sie untersuchten hierzu die Zahnverfärbung an menschlichen Zähnen mittels Kolorimeter. Diese wurden mit weißem oder grauem MTA mit und ohne vorherige adhäsive Versiegelung des Dentins gefüllt, wobei ein 3 mm langer Plug knapp unter der Schmelz-Zement-Grenze gesetzt wurde. Sowohl die Zähne mit weißem als auch die Zähne mit grauem MTA zeigten nach vorheriger adhäsiver Versiegelung eine geringere Verfärbung als die Zähne ohne adhäsive Versiegelung. Einerseits wird durch adhäsive

Versiegelung des Dentins das Entfernen von MTA-Resten im Pulpakavum erleichtert. Andererseits wird dadurch die Adhäsion des MTA an der Kanalwand reduziert (Akbari et al. 2012). In der vorliegenden Studie wurde das Dentinadhäsiv im Bereich des Kronenkavums der Zähne bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze aufgetragen und lichtgehärtet. Dadurch wurde die Adhäsion des Zementes an der Kanalwand nicht negativ beeinflusst.

4.1.9 Legen der Deckfüllung

Für den Verschluss des endodontischen Zugangs wurde ein fließfähiges Bulk-Fill-Komposit (SDR®, Fa. Dentsply DeTrey) verwendet. Es weist eine Schrumpfung von 2,99 % auf und liegt damit niedriger als konventionelle fließfähige Komposite (Kim et al. 2015). Obwohl das Material eine größere Schrumpfung als modellierbares Komposit zeigt, fällt die Schrumpfungsspannung geringer aus. Diese ist für den erfolgreichen Verbund von Zahn und Komposit von entscheidender Bedeutung (Kim et al. 2015).

Studien haben gezeigt, dass Bulk-Fill-Komposite in Bezug auf die interne Adaptation konventionellen Kompositen ebenbürtig (Fronza et al. 2015) oder sogar überlegen sind (Kapoor et al. 2016).

Die Durchhärtungstiefe des fließfähigen Komposites beträgt laut Hersteller 4 mm bei einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden. In einer Studie von Garoushi et al. (2013) wurden sogar ca. 4,3 mm erzielt. Um zeitsparend zu arbeiten und dennoch eine suffiziente Polymerisation zu gewährleisten, wurden daher in der vorliegenden Studie 4 mm starke Inkremente eingebracht.

Auf eine zusätzliche koronale Schicht modellierbares Komposit wurde verzichtet, um weitere Einflüsse wie eine veränderte Transluzenz auf das Messergebnis auszuschließen.

4.1.10 Farbbestimmung mittels Spektrophotometer

Für die Studie wurde eine digital gestützte Farbmessung mittels Spektrophotometer gewählt.

Diese ist im Vergleich zur visuellen Farbbestimmung eine objektive Methode (Gehrke et al. 2009). Subjektive Einflüsse, wie z.B. Farbfehlsichtigkeiten

Diskussion

(Silbernagl et al. 2018), Müdigkeit des Betrachters (Hovis & Ramaswamy 2007), die Betrachtungsdauer (Küppers 1978), eine kurz vorher empfundene Farbe (Küppers 1978), der Sehwinkel und eine bestimmte Erwartungshaltung des Betrachters können damit ausgeschlossen werden. Die Farbe im Behandlerumfeld (Küppers 1978), die spektrale Zusammensetzung der Lichtquelle (Küppers 1978) sowie die Oberflächenstruktur des Objektes (Joiner 2004) haben ebenfalls Einfluss auf die Farbbestimmung. Mit der in dieser Studie verwendeten Messvorrichtung (siehe Abbildung 14 in Material und Methode) konnten die Messungen unter standardisierten Bedingungen durchgeführt werden.

Die Messgenauigkeit des digitalen Spektrophotometers (VITA Easyshade, Fa. Vita Zahnfabrik) wurde mehrfach untersucht (Kim-Pusateri et al. 2009; Ülker 2015).

Ülker (2015) prüfte die Reproduzierbarkeit der Einzelzahnmessung an 20 extrahierten menschlichen Zähnen mittels Spektrophotometer (VITA Easyshade Advance, Fa. Vita Zahnfabrik). Die Feststellung des Intraklassenkoeffizienten erfolgte differenziert nach den Farbschlüsselstandards VITA 3D-Master und VITA Classic. Bei den VITA Classic Farben wurde bei der Lumineszenz eine „hohe Korrelation“ (ICC = 0,750), bei den VITA 3D-Master Farben eine „sehr hohe Korrelation“ erzielt. Die übrigen Parameter a, b, c, und h zeigten bei beiden Farbschlüsselstandards eine „sehr hohe Korrelation“.

Auch Kim-Pusateri et al. (2009) zeigten beim Vergleich mit drei weiteren Messsystemen, dass das in dieser Studie verwendete Spektrophotometer (VITA Easyshade, Fa. Vita) mit einer Reproduzierbarkeit der Messergebnisse von 96,4% und einem Genauigkeitsgrad von 92,6% ein verlässliches Messgerät darstellt.

Vergleicht man die digitale Farbbestimmung mittels Spektrophotometer (VITA Easyshade, Fa. Vita) mit der visuellen Farbwahrnehmung, so liegt das Übereinstimmungsniveau bei der digitalen Farbbestimmung 5 mal höher (Judeh & Al-Wahadni 2009).

In verschiedenen Studien konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die visuelle Beurteilung mit dem menschlichen Auge weniger exakt als ein Messgerät ist (Horn et al. 1998; Igiel et al. 2017; Paul et al. 2002).

4.1.11 Elementanalyse

Die Elementanalyse mittels energiedispersiver Röntgenspektroskopie (EDX) erlaubte die Untersuchung des Wurzelzements auf Zementrückstände mit Nachweis typischer Zementbestandteile. Ziel dieser Analyse war der Nachweis bestimmter Elemente mit verfärbendem Potenzial in den Dentintubuli. Bei der Analyse wurden die Elemente Zirkon (Zr) und Platin (Pt) ausgeschlossen, da eine große Ähnlichkeit ihrer charakteristischen Linien mit den Linien von Phosphor besteht (siehe Tabelle 16).

Tabelle 16: Charakteristische Linien von P, Zr und Pt (Kortright & Thompson 2009).

Element	Linie	Energie (eV)
P	K α_2	2012,7
P	K α_1	2013,7
Zr	L α_2	2039,9
Zr	L α_1	2042,4
Pt	M α_1	2050,5

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Einfluss der Zemente

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss hydraulischer Kalziumsilikatzemente auf die Zahnfarbe wurzelunreifer Zähne untersucht. Die Nullhypothese wurde abgelehnt. Alle vier untersuchten Zemente hatten Einfluss auf die Zahnfarbe. Es bestand allerdings kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Zementen auf Messfläche 1, sowohl zwischen T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) und T1 (nach 24 Stunden) als auch zwischen T1 und T5 (nach 12 Monaten). Somit ist von einem ähnlichen Verfärbungspotenzial auszugehen. Im ästhetisch relevanten koronalen Bereich konnte über den Untersuchungszeitraum von 12 Monaten unabhängig von der Art des Zementes und unabhängig von einer Blutkontamination kein negativer Einfluss hydraulischer Kalziumsilikatzemente auf die Zahnfarbe gezeigt werden. Zum Zeitpunkt T1 zeigte sich nur eine geringe Farbänderung, welche auf das Komposit zurückzuführen ist. Im Zeitintervall zwischen T1 und T5 ergab sich ebenfalls nur eine geringe Farbänderung.

Die gravierendste Farbänderung, welche für das menschliche Auge bei einer Wahrnehmungsschwelle von $\Delta E = 1$ (Kuehni & Marcus 1979) sichtbar ist und gleichzeitig auch die klinische Akzeptanzschwelle von $\Delta E = 2,7$ (Ragain & Johnston 2000) deutlich überschreitet, trat zum Zeitpunkt T1 (nach 24 Stunden) auf und resultiert zum einen aus der Transmission der Wurzelkanalfüllungsmaterialien durch die Zahnhartsubstanz (Felman & Parashos 2013). Zum anderen besteht zu Beginn eine höhere Penetrationskapazität der Dentintubuli (Forghani et al. 2016). Beim Eindringen der Materialien in die Dentinkanälchen verteilen sich die Partikel dann auf eine größere Fläche und sind dadurch schlechter detektierbar. Da der Durchmesser der Dentintubuli von der Pulpa-Dentin-Grenze zur Schmelz-Dentin-Grenze hin abnimmt (Garberoglio & Brännström 1976), müssen sich die Partikel in kleinere Stücke teilen, um tiefer in die Dentintubuli vorzudringen. Durch diesen Zerfall sind auf der Zahnoberfläche weniger Partikel erkennbar (Forghani et al. 2016). So erklärt sich die darauffolgende relativ geringe Farbänderung, welche aber sowohl über der menschlichen Wahrnehmungsschwelle von $\Delta E = 1$ als auch über der

Diskussion

klinischen Akzeptanzschwelle von $\Delta E = 2,7$ liegt, im Beobachtungszeitraum von 12 Monaten (Messungen zwischen T1 und T5).

Um den Einfluss der Dehydrierung der Probenzähne auf das Messergebnis zu minimieren, wurden die Proben für 24 Stunden vor der ersten Messung in destilliertem Wasser gelagert. In der Literatur gibt es allerdings keine Angaben über die benötigte Dauer der Rehydrierung eines 45 Minuten lang trocken gelagerten Zahnes. Bislang konnte lediglich gezeigt werden, dass ein 30 Minuten trocken gelagerter Zahn auch nach 30 Minuten Rehydrierung seine ursprüngliche Zahnfarbe noch nicht wieder erreicht hat (Burki et al. 2013).

G01-PRMTA zeigte initial die geringste und G10-MPC-Bi-Adh-B die stärkste Farbänderung bei Betrachtung der aus den Messwerten der Messflächen 1 bis 7 gebildeten Medianwerte ΔE .

Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) enthält laut Herstellerangaben dieselben Inhaltsstoffe wie ProRoot® MTA (Fa. Dentsply) mit Ausnahme von Bismut(III)-oxid. Dieses wurde Medcem Medizinischem Portlandzement® in G10-MPC-Bi-Adh-B jedoch manuell beigemischt, sodass sich beide Gruppen in ihrer Zementzusammensetzung ähneln sollten. Folglich ist von einem ähnlichen Verfärbungspotenzial der Zemente auszugehen.

Anzumerken ist, dass in G10-MPC-Bi-Adh-B der Zement mit Blut vermischt wurde, welches den weißfarbigen Medcem Medizinischen Portlandzement® bräunlich verfärbte im Vergleich zu weißem ProRoot® MTA. Es kann also davon ausgegangen werden, dass Blut hier ursächlich für das unterschiedliche Verfärbungspotenzial der beiden Gruppen ist.

Portlandzement enthält Tetrakalziumaluminatferrit (Torabinejad & White 1998). Die Oxidation und Aufnahme des restlichen Eisens in die Tetrakalziumaluminatferritphase des abgebundenen Zementes (Felman & Parashos 2013) sowie die Oxidation von Bismut(III)-oxid (Bi_2O_3) (Kang et al. 2015), welches dem Portlandzement in G10-MPC-Bi-Adh-B beigemischt wurde, führt zu stärkeren Verfärbungen (Felman & Parashos 2013; Kang et al. 2015). Bi_2O_3 wird von Aminosäuren im Kollagen destabilisiert und ruft dadurch die Farbveränderung hervor (Marciano et al. 2014). Auch der Kontakt mit Natriumhypochlorit führt zum Zerfall mit Zahnverfärbung (Camilleri 2014). Bei hohen Temperaturen zerfällt Bi_2O_3 in metallisches Bismut und Sauerstoff (Sanz

Diskussion

et al. 2006). Der Grad der Verfärbung durch Bi_2O_3 hängt maßgeblich von der Lichtquelle sowie vom Sauerstoffgehalt ab (Vallés et al. 2013). So bleibt bestrahltes Bi_2O_3 unter aeroben im Gegensatz zu anaeroben Bedingungen farbstabil. Bi_2O_3 ist ohne Lichteinwirkung unter anaeroben Bedingungen ebenfalls farbstabil (Vallés et al. 2013).

In der vorliegenden Studie ist eine Verfärbung durch Interaktion von Bi_2O_3 mit Aminosäuren im Kollagen wahrscheinlich. Eine Interaktion von MTA und Natriumhypochlorit kann weitgehend ausgeschlossen werden, da die Proben nach Vorbehandlung mit Natriumhypochlorit für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert wurden und somit jegliche Reste von Natriumhypochlorit entfernt worden sein müssten. Dennoch zeigen die Ergebnisse der EDX, dass in 4 von 10 Gruppen Natriumkonzentrationen zwischen 0,2 und 0,4 Massen-% nachgewiesen wurden. Eine Verfärbung durch Licht bzw. durch sehr hohe Temperaturen ist unwahrscheinlich, da die Proben während des Untersuchungszeitraumes überwiegend dunkel im Wärmeschrank (Tv 30, Fa. Memmert) bei 37°C gelagert wurden.

Beim Vergleich der Versuchsgruppen untereinander, in denen kein Blut beigemischt wurde, war die größte Farbänderung zwischen den Zeitpunkten T1 und T5 in G03-MMTA und die kleinste Farbänderung in G01-PRMTA zu verzeichnen, wobei der Unterschied in der Farbänderung von $\Delta E = 0,9$ klinisch irrelevant ist, da er für das menschliche Auge nicht wahrnehmbar ist. Medcem MTA® (Fa. Medcem) enthält nach Herstellerangaben das Röntgenkontrastmittel Zirkoniumoxid und soll im Vergleich zu Zementen mit Bi_2O_3 , welches in G01-PRMTA enthalten ist, farbstabiler sein (Kohli et al. 2015; Mozyńska et al. 2017). Das Fehlen von Bi_2O_3 scheint hierbei die Farbstabilität zu garantieren (Keskin et al. 2015).

In G01-PRMTA kam es verglichen mit G03-MMTA trotz der verfärbenden Komponenten Bi_2O_3 (Mozyńska et al. 2017), Eisenoxid, Aluminiumoxid und Magnesiumoxid (Akbari et al. 2012) zu einer ähnlich hohen Farbänderung nach 12 Monaten in Bezug zu T0 (vor der Wurzelkanalfüllung). G05-TF zeigte eine deutlichere Farbänderung als G01-PRMTA. Folglich ist Bi_2O_3 kein verlässlicher Prädiktor für Zahnverfärbungen (Dettwiler et al. 2016). Biokeramische Zemente sind bekannt für ihr geringeres Verfärbungspotenzial (Kohli et al. 2015).

Diskussion

TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty (Fa. Brasseler) enthält als Röntgenkontrastmittel Zirkoniumoxid und Tantalpentoxid und ist frei von Eisenoxid (Fa. Peter Brasseler 2015). Das Fehlen von Eisenoxid scheint die Farbstabilität zu garantieren (Asgary et al. 2005).

Der Vergleich zwischen G02-PRMTA-B, G04-MMTA-B und G06TF-B ergab größere Unterschiede in der Farbänderung, was vermutlich auf den Einfluss von Blut zurückzuführen ist.

In G10-MPC-Bi-Adh-B trat nach 12 Monaten in Bezug zu T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) die größte Farbänderung auf, welche auf Bi₂O₃ (Mozynska et al. 2017), Eisenoxid, Aluminiumoxid, Magnesiumoxid (Akbari et al. 2012) und Blut (Felman & Parashos 2013; Lenherr et al. 2012; Marin et al. 1997) zurückzuführen ist.

Die Auswirkung von Portlandzement, Bi₂O₃ und Blut zusammen auf die Zahnverfärbung wurde bisher in keiner Studie untersucht.

4.2.2 Einfluss von Blut

Mit Blut angemischte Zemente führten zu einer Abnahme der Lumineszenz (Felman & Parashos 2013) und erschienen augenscheinlich dunkler verfärbt. Die Farbänderung spiegelt die Wechselwirkung zwischen Licht und dem hämolytischen Abbau der Erythrozyten wider (Felman & Parashos 2013). Marin et al. (1997) konnten hierbei keine Eisenionen nachweisen, da die Öffnung des Protoporphyrinrings mit Freisetzung von Eisen in Abwesenheit von Bakterien unwahrscheinlich ist. Der Hauptgrund für Zahnverfärbung ist ihnen zufolge die Ansammlung von Hämoglobin und anderen Formen von Hämatin. Sie wiesen die Penetration von Hämatin in die Dentintubuli nach (Marin et al. 1997). Guldener & Langeland (1993) dagegen beschreiben die Freisetzung von Eisen während der Hämolyse. Dieses wird von schwefelwasserstoffproduzierenden Bakterien in dunkles Eisensulfid umgewandelt (Guldener & Langeland 1993). Bei Kontakt von Blut mit einem Zement wird im Zuge einer Redoxreaktion rotes Fe²⁺ freigesetzt, welches in dunkelbraunes Fe³⁺ übergeht (Guimaraes et al. 2015). Lenherr et al. (2012) gehen davon aus, dass Bestandteile des Blutes über Porositäten im Zement aufgenommen werden. Das Zusammentreffen von Blut und Zement

äußert sich neben der Zahnverfärbung in einer reduzierten Druckfestigkeit (Nekoofar et al. 2010a; Oloomi et al. 2013) und Mikrohärte (Nekoofar et al. 2010b) sowie in einer eher kugelförmigen anstatt eckigen Kristallformation des abgebundenen Zementes (Nekoofar et al. 2010a). Trotz der reduzierten mechanischen Eigenschaften scheint die Dichtigkeit, welche als wichtiges Ziel in der Endodontie gilt, nicht signifikant beeinträchtigt zu sein (Torabinejad et al. 1994). In der vorliegenden Studie waren die Proben jedoch weder Bakterien noch Kräften in jeglicher Form ausgesetzt, da lediglich die Verfärbung untersucht wurde.

Der Unterschied in der Farbänderung zwischen Proben mit Blut und Proben ohne Blut war in den Gruppen G01-PRMTA und G02-PRMTA-B, G03-MMTA und G04-MMTA-B sowie G07-MPC-Bi und G08-MPC-Bi-B lediglich zwischen T0 und T1 auf Messfläche 1 statistisch signifikant. Zwischen T1 und T5 bestand kein signifikanter Unterschied. Dies bestätigt, dass es zu einer initial starken Farbänderung kam, welche dann im weiteren Verlauf des Untersuchungszeitraumes relativ konstant blieb. Die Gruppen G05-TF und G06-TF-B unterschieden sich weder zwischen T0 und T1 noch zwischen T1 und T5 signifikant voneinander. Während die übrigen Zemente bei Kontakt mit Blut sichtbare und messbare Verfärbungen verursachten, schien dies bei TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty (Fa. Brasseler) weniger der Fall zu sein.

4.2.3 Dauer der Zahnverfärbung

Der Zeitraum bis zum Auftreten einer Verfärbung hängt u.a. von der Dicke des Dentins, vom Durchmesser der Dentintubuli (Grossman 1981a) und von der Schmierschicht (Dippel et al. 1984) ab. Einerseits wurde die Schmierschicht in der vorliegenden Studie entfernt, was die Permeabilität erhöht (Dippel et al. 1984) und somit die Verfärbung begünstigt. Andererseits wurden die Dentintubuli mit Sealer verschlossen, wodurch mit einer verlangsamten Penetration von Zementkomponenten zu rechnen ist. Dennoch können laut Kouvas et al. (1998) und Oksan et al. (1993) Sealerpartikel, welche ebenfalls ein Verfärbungspotenzial besitzen (El Sayed & Etemadi 2013), durch die Dentintubuli penetrieren. Davis et al. (2002) hingegen konnten keine Penetration des Sealers

nachweisen. Grund hierfür könnte die belassene Schmierschicht sein (Davis et al. 2002). In der Literatur wird die Dauer der koronalen Zahnverfärbung aufgrund endodontischer Materialien mit einigen Wochen (van der Burgt & Plasschaert 1985) bis zu einigen Monaten (Parsons et al. 2001) angegeben. Unterschiedliche Angaben resultieren aus verschiedenen Studienaufbauten (El Sayed & Etemadi 2013).

In der vorliegenden Studie war die Farbänderung über 12 Monate relativ konstant. Dies deutet darauf hin, dass die mit Sealer verschlossenen Dentintubuli eine Penetration von Zementbestandteilen stark verlangsamen und die Sealerpartikel selbst ebenfalls noch nicht weit genug in die Dentintubuli eingedrungen sind. Ein längerer Untersuchungszeitraum wäre hierfür von Interesse.

4.2.4 Einfluss der Fülltechnik

Die retrograd gefüllten Proben in G09-MPC-Bi-Retro-B simulierten das klinische Vorgehen bei einer Wurzelspitzenresektion, bei der keine Kontamination der koronalen Wurzelkanalanteile und demnach auch keine zementinduzierten Verfärbungen zu erwarten sind. Da die Gruppen 1 bis 8 trotz möglicher Kontamination der koronalen Dentinwände mit Zement nur eine geringe koronale Verfärbung zeigten, konnte weder der Effekt einer retrograden Fülltechnik, noch die Auswirkung einer vorherigen adhäsiven Dentinversiegelung auf die Zahnfarbe im Kronenbereich nachgewiesen werden.

In anderen Studien konnte ein positiver Effekt einer vorherigen adhäsiven Dentinversiegelung aufgezeigt werden (Akbari et al. 2012; Shokouhinejad et al. 2017). Bei der Untersuchung von Akbari et al. (2012) ergab WMTA nach vorheriger adhäsiver Versiegelung eine signifikant geringere Verfärbung als WMTA ohne Versiegelung. Der Unterschied ist im Studienaufbau begründet. Akbari et al. (2012) trugen zwei Schichten Bonding auf, setzten den Plug im koronalen Teil des Wurzelkanals und führten die Farbmessung mit einem Kolorimeter durch. In der vorliegenden Studie wurde nur eine Schicht Bonding appliziert mit vermutlich geringerer Schichtstärke. Ob dies die Ergebnisse der Studie beeinflusst haben könnte bleibt unklar. Darüber hinaus wurde in der

vorliegenden Untersuchung der Zement-Plug in Anlehnung an die klinischen Erfordernisse apikal gesetzt und der restliche Wurzelkanal mit Guttapercha und Sealer gefüllt. Aufgrund der größeren Entfernung ist anzunehmen, dass zementinduzierte Farbänderungen möglicherweise erst nach längeren Zeiträumen im zervikalen Kronenbereich detektierbar werden. Der Untersuchungszeitraum von 12 Monaten mag hierbei der limitierende Faktor gewesen sein. Weiterhin kann eine Zahnverfärbung im koronalen Bereich auch auf der Alterung des Komposits beruhen, wobei in der Literatur keine Studie zur Farbänderung von Komposit über einen Zeitraum von einem Jahr vorliegt. Heimer et al. (2017) konnten jedoch eine Verfärbung von in destilliertem Wasser gelagertem Komposit über einen Zeitraum von 7 Tagen nachweisen.

4.2.5 Ermittlung des am stärksten verfärbenden Füllmaterials zwischen T1 und T5

Beim Vergleich der Messflächen 1, 4 und 6 zwischen den Zeitpunkten T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) zeigte sich auf Messfläche 4 die größte Farbänderung, gefolgt von den Messflächen 6 und 1. Somit zeigten Guttapercha und Sealer über einen Zeitraum von 12 Monaten ein höheres Verfärbungspotenzial als Komposit und Zement. Für die Messung des Bereichs mit Guttapercha wurde Messfläche 4 gewählt, da diese keine Überlappungen mit dem apikalen Zement-Plug aufwies.

Die zweitgrößte Farbänderung im Bereich des Komposits könnte aus der Penetration von Bestandteilen des Zementes und des Sealers durch die Dentintubuli (Kouvas et al. 1998) nach koronal resultieren. Wahrscheinlicher ist jedoch eine Verfärbung durch die Alterung des Komposits selbst, eine Vermutung, die sich allerdings nicht durch Studien belegen lässt.

Bekannt ist, dass nach 20-sekündiger Lichthärtung die Polymerisation von Kompositen noch nicht vollständig abgeschlossen ist (Aromaa & Vallittu 2018), wobei der Schrumpfungsendpunkt erst nach ca. 24 Stunden erreicht wird (Rackelmann et al. 2006). Ein weiterer Zerfall unverbrauchten Kampferchinons im Komposit könnte auch Einfluss auf die Farbe des Komposits nehmen, was sich aber nicht aus der aktuellen Literatur bestätigen lässt.

Die auftretende Schrumpfungsspannung wird durch die hygroskopische Expansion reduziert (Bociog et al. 2017), wobei mit der Wasseraufnahme auch Chromogene aus der Nahrung aufgenommen werden könnten. In der vorliegenden Studie ist allerdings aufgrund der Lagerung in destilliertem Wasser von keiner Verfärbung durch Chromogene auszugehen.

4.2.6 Elementanalyse mittels EDX

Am Rasterelektronenmikroskop konnten mittels EDX keine Elemente aus den hydraulischen Kalziumsilikatzementen in den Dentintubuli nachgewiesen werden, wobei nur ein kleiner Ausschnitt der Zahnwurzel analysiert werden konnte.

Die Werte für Phosphor sind trotz Ausschluss der Elemente Zirkon (Zr) und Platin (Pt) mit einer hohen Fehlerhaftigkeit behaftet, da die charakteristische Linie von Phosphor (P) den Linien von Zr und Pt ähnelt (Kortright & Thompson 2009).

In Gruppen mit demselben Zement ergab die Elementanalyse teilweise unterschiedliche Werte im Elementverteilungs-Summenspektrum. Ursächlich könnte eine unterschiedlich effektive Reinigung der Proben vor Besputterung gewesen sein. In den Gruppen 7 bis 10 wurde das Bismut(III)-oxid manuell mit Medcem Medizinischem Portlandzement® (Fa. Medcem) gemischt. Auch eine ungleichmäßige Durchmischung ist somit denkbar, die sich allerdings durch eine inhomogene Radioopazität im Kontrollröntgenbild gezeigt hätte. Anzumerken ist, dass die Werte im Elementverteilungs-Summenspektrum nicht signifikant voneinander abwichen, da pro Gruppe nur eine Probe untersucht wurde.

Obwohl in den Gruppen G02-PRMTA-B, G04-MMTA-B, G06-TF-B, G08-MPC-Bi-B, G09-MPC-Bi-Retro-B, und G10-MPC-Bi-Adh-B der Zement jeweils mit Blut angemischt wurde, konnte mittels EDX kein Eisen nachgewiesen werden. Dies steht in Einklang mit einer Studie von Marin et al. (1997), in welcher ebenfalls keine Eisenionen nachgewiesen werden konnten.

Bei allen Gruppen erschienen Proben in Kontakt mit Blut dunkler als Proben ohne Blut, wodurch das Verfärbungspotenzial von Blut bestätigt wird (Felman & Parashos 2013; Guimaraes et al. 2015; Lenherr et al. 2012; Marin et al. 1997;

Diskussion

Shokouhinejad et al. 2016). Bei der EDX konnte jedoch kein Zusammenhang zwischen bestimmten Elementen und der Zahnverfärbung hergestellt werden.

In den Gruppen G02-PRMTA-B, G05-TF, G06TF-B und G09-MPC-Bi-Retro-B wurde neben den typischen Zementbestandteilen auch Natrium nachgewiesen. Dieses könnte aus der Natriumhypochlorit-Lösung (Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg) sowie Natriumedetat-Lösung (Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg) stammen, womit die Proben vor der Wurzelkanalfüllung gespült wurden. Die Wahrscheinlichkeit, dass Natrium die Ergebnisse beeinflusst haben könnte, ist als gering einzuschätzen.

Die vorliegende Studie zeigt also, dass alle vier untersuchten hydraulischen Kalziumsilikatzemente im apikalen Bereich zu Zahnverfärbungen führen, im ästhetisch relevanten koronalen Bereich jedoch keinen negativen Einfluss auf die Zahnfarbe haben. Eine sorgfältige Blutstillung erbrachte über den Untersuchungszeitraum von 12 Monaten gesehen ebenfalls keinen Vorteil. Eine weiterführende Studie mit einem längeren Beobachtungszeitraum könnte jedoch eine deutlichere Farbänderung in Anwesenheit von Blut zeigen. Die saubere Applikation des Zementes möglichst ohne das Kronenkavum zu kontaminieren scheint tendenziell von Vorteil zu sein.

5 Zusammenfassung und klinische Relevanz

Mineral Trioxid Aggregat (MTA) wird in der Endodontie seit vielen Jahren zum Verschluss offener Apices eingesetzt. Der größte Nachteil aus ästhetischer Sicht ist die zementinduzierte Zahnverfärbung. Daher wurden in der vergangenen Zeit zahlreiche neue Materialien mit veränderter Zusammensetzung entwickelt.

In der vorliegenden Studie wurden ProRoot® MTA (Fa. Dentsply), Medcem MTA® (Fa. Medcem), TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty (Fa. Brasseler) und Medcem Medizinischer Portlandzement® (Fa. Medcem) mit Bismut(III)-oxid im Hinblick auf Zahnverfärbungen miteinander verglichen sowie der Einfluss von Blut auf die Zahnfarbe untersucht. Die Nullhypothese lautete: Hydraulische Kalziumsilikatzemente beeinflussen nicht die Zahnfarbe.

Hierzu wurden 150 unversehrte bovine Inzisiven der zweiten Dentition auf zehn Gruppen (n = 15) verteilt, die Kronenlänge auf 8 mm und die Wurzellänge auf 10 mm gekürzt. Nach dem Entfernen des pulpalen Gewebes und einer standardisierten Aufbereitung des Wurzelkanals erfolgte die Obturation mit einem 4 mm langen apikalen Zement-Plug, gefolgt von Guttapercha und Sealer bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze sowie eine Deckfüllung aus Komposit, um die klinische Situation möglichst genau zu simulieren. Der Plug wurde in neun Gruppen von orthograd und in einer Gruppe von retrograd gesetzt. In einer Gruppe wurde vor Applikation des Zementes das Kronenkavum bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze adhäsiv versiegelt, um den Effekt der adhäsiven Dentinversiegelung auf die Zahnverfärbung zu untersuchen. Nach 12 Monaten wurde jeweils eine Probe pro Gruppe auf die vestibuläre Zahnhälfte geschliffen und eine Elementanalyse mittels EDX im Inneren des Kanals und auf der Schlifffläche durchgeführt. Die Farbmessung auf der Außenfläche der Proben erfolgte mit einem Spektrophotometer vor der Wurzelkanalfüllung (T0) sowie 24 Stunden (T1), 1 Monat (T2), 3 Monate (T3), 6 Monate (T4) und 12 Monate (T5) nach der Wurzelkanalfüllung. Mithilfe der CIE Lab-Werte wurden über den zeitlichen Verlauf die jeweiligen Farbdifferenzen ΔE zu den Bezugspunkten T0 und T1 berechnet. Die statistische Auswertung erfolgte mittels Shapiro-Wilk-Test, Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test, t-Test, Friedman-Test sowie Post-hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur ($\alpha = 0,05$).

Zusammenfassung und klinische Relevanz

Die Nullhypothese wurde abgelehnt. Alle vier untersuchten hydraulischen Kalziumsilikatzemente hatten Einfluss auf die Zahnfarbe. Es bestand allerdings kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Zementen. Die koronale Zahnfarbe wurde durch die apikalen Zement-Plugs unabhängig von der Art des Materials sowie unabhängig von einer Kontamination mit Blut nicht negativ beeinflusst. Die Farbänderung war innerhalb der ersten 24 Stunden am stärksten, wobei im apikalen Bereich auf Höhe des Plugs die größte Farbänderung gemessen wurde. Im weiteren Verlauf des Untersuchungszeitraumes blieb die Farbänderung im apikalen Bereich relativ konstant. Im Bereich der Zahnkrone ergab sich innerhalb der ersten 24 Stunden nur eine geringere Änderung der Zahnfarbe, welche im zeitlichen Verlauf zwischen T1 und T5 leicht anstieg. Guttapercha und Sealer zeigten im Verlauf das größte Verfärbungspotenzial, gefolgt von Komposit und Zement. Obwohl die Anwesenheit von Blut zu einer signifikant geringeren Lumineszenz nach 12 Monaten führte, bestand in der Farbänderung ΔE lediglich in den ersten 24 Stunden ein signifikanter Unterschied zwischen Zementen mit bzw. ohne Blut angemischt. Im weiteren Verlauf konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Um den Langzeiteffekt von Blut zu untersuchen, wäre eine Studie mit einem längeren Untersuchungszeitraum nötig. Ein positiver Effekt einer retrograden Fülltechnik sowie einer vorherigen adhäsiven Dentinversiegelung auf die Zahnfarbe im Kronenbereich konnte nicht nachgewiesen werden. Bismut(III)-oxid konnte nicht als wesentlicher Einflussfaktor auf Zahnverfärbungen identifiziert werden. Mittels EDX wurden typische Zementbestandteile wie Bismut, Silicium, Aluminium, Magnesium und Eisen nachgewiesen. Ein Eindringen der Elemente in die Dentintubuli konnte nicht gezeigt werden. Hierzu wäre ein längerer Untersuchungszeitraum von Interesse.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass apikale Plugs aus hydraulischen Kalziumsilikatzementen die Zahnfarbe im ästhetisch relevanten Kronenbereich über einen Zeitraum von 12 Monaten nicht negativ beeinflussen. Dennoch sollte der Behandler neben einer sauberen Applikation des Zementes möglichst ohne Kontamination der koronalen Anteile ein tiefes Abschmelzen der Guttapercha anstreben sowie die Zahnfarbe des Dentinkerns bei der Wahl des Komposits für die Deckfüllung berücksichtigen.

Zusammenfassung und klinische Relevanz

Gegenstand weiterer Untersuchungen sollte die Farbstabilität von Kompositmaterialien sein, da die vorliegende Studie Farbänderungen im Bereich der Zahnkrone gezeigt hat, die nicht auf den hydraulischen Kalziumsilikatzementen beruhen.

6 Literaturverzeichnis

- Abdullah D, Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. 2002. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials*. 23(19):4001-4010.
- Ahmed HM, Abbott PV. 2012. Discolouration potential of endodontic procedures and materials: a review. *Int Endod J*. 45(10):883-897.
- Ahn JS, Lee YK. 2008. Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *J Prosthet Dent*. 100(1):18-28.
- Akbari M, Rouhani A, Samiee S, Jafarzadeh H. 2012. Effect of dentin bonding agent on the prevention of tooth discoloration produced by mineral trioxide aggregate. *Int J Dent*. 2012:563203.
- Al-Kahtani A, Shostad S, Schifferle R, Bhambhani S. 2005. In-vitro evaluation of microleakage of an orthograde apical plug of mineral trioxide aggregate in permanent teeth with simulated immature apices. *J Endod*. 31(2):117-119.
- Altan H, Tosun G. 2016. The setting mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 50(1):65-72.
- Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. 2002. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol*. 18(3):134-137.
- Arends J, Jongebloed WL. 1978. Crystallites dimensions of enamel. *J Biol Buccale*. 6(3):161-171.
- Aromaa MK, Vallittu PK. 2018. Delayed post-curing stage and oxygen inhibition of free-radical polymerization of dimethacrylate resin. *Dent Mater*. 34(9):1247-1252.
- Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. 2005. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 31(2):101-103.
- Auterhoff A, Knabe J, Höltje H-D. 1999. *Lehrbuch der Pharmazeutischen Chemie*. 14. Aufl. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH. Kapitel A5, Pro-Pharmaka (Prodrugs); S. 51-58.
- Baden E. 1970. Environmental pathology of teeth. In: Gorlin RJ, Goldman HM, editors. *Thoma's Oral Pathology*. 6 ed. St. Louis: Mosby; p. 184-238.
- Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. 2004. Die Bestimmung der Zahnfarben. *Quintessenz Zahntech*. 30(7):726-740.

Literaturverzeichnis

- Barthel C, Georgi M, Schäfer E, Petschelt A, Flachsenberg S, Neuber T, Kockapan C, Weiger R, Hülsmann M. 2006. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZ - die Wurzelkanalspülung. *Dtsch Zahnärztl Z.* 61(9):448-449.
- Berns RS. 2000. *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology.* 3 ed. New York: John Wiley & Sons. Chapter 3, Measuring Color; p. 75-106.
- Berry CC, Campbell G, Spadicchino A, Robertson M, Curtis AS. 2004. The influence of microscale topography on fibroblast attachment and motility. *Biomaterials.* 25(26):5781-5788.
- Bhagat D, Sunder RK, Devendrappa SN, Vanka A, Choudaha N. 2016. A comparative evaluation of ProRoot mineral trioxide aggregate and Portland cement as a pulpotomy medicament. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 34(2):172-176.
- Bociong K, Szczesio A, Sokolowski K, Domarecka M, Sokolowski J, Krasowski M, Lukomska-Szymanska M. 2017. The influence of water sorption of dental light-cured composites on shrinkage stress. *Materials.* 10(10).
- Borges AH, Bandeca MC, Tonetto MR, Faitaroni LA, Carvalho ER, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru Filho M. 2014. Portland cement use in dental root perforations: a long term followup. *Case Rep Dent.* 2014:637693.
- Boutsioukis C, Noula G, Lambrianidis T. 2008. Ex vivo study of the efficiency of two techniques for the removal of mineral trioxide aggregate used as a root canal filling material. *J Endod.* 34(10):1239-1242.
- Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. 2006. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod.* 32(5):425-428.
- Briseno BM, Willershausen B. 1991. Root canal sealer cytotoxicity on human gingival fibroblasts: 2. Silicone- and resin-based sealers. *J Endod.* 17(11):537-540.
- Brodin P, Roed A, Aars H, Orstavik D. 1982. Neurotoxic effects of root filling materials on rat phrenic nerve in vitro. *J Dent Res.* 61(8):1020-1023.
- Browning WD, Chan DC, Blalock JS, Brackett MG. 2009. A comparison of human raters and an intra-oral spectrophotometer. *Oper Dent.* 34(3):337-343.
- Burki Z, Watkins S, Wilson R, Fenlon M. 2013. A randomised controlled trial to investigate the effects of dehydration on tooth colour. *J Dent.* 41(3):250-257.

Literaturverzeichnis

- Cai S, Zhang W, Tribble G, Chen W. 2017. Reactions of human dental pulp cells to capping agents in the presence or absence of bacterial exposure. *J Oral Sci.* 59(4):621-627.
- Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, de Oliveira SH, Carvalho CA, Valera MC. 2007. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod.* 33(4):422-426.
- Camargo MA, Marques MM, de Cara AA. 2008. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Arch Oral Biol.* 53(2):105-108.
- Camilleri J. 2007. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 40(6):462-470.
- Camilleri J. 2014. Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J Endod.* 40(3):436-440.
- Capa N, Malkondu O, Kazazoglu E, Calikkocaoglu S. 2010. Evaluating factors that affect the shade-matching ability of dentists, dental staff members and laypeople. *J Am Dent Assoc.* 141(1):71-76.
- Carrigan PJ, Morse DR, Furst ML, Sinai IH. 1984. A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. *J Endod.* 10(8):359-363.
- Cheung GS, Stock CJ. 1993. In vitro cleaning ability of root canal irrigants with and without endosonics. *Int Endod J.* 26(6):334-343.
- Chu SJ, Paravina RD, Sailer I, Mieleszko AJ. 2017. *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics.* 1 ed. Illinois, USA: Quintessence Publishing. Chapter 2, Color theory; p. 11-26.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. 2010. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 38 Suppl 2:e2-16.
- Cicek E, Yilmaz N, Kocak MM, Saglam BC, Kocak S, Bilgin B. 2017. Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. *J Endod.* 43(10):1697-1700.
- Ciucchi B, Khettabi M, Holz J. 1989. The effectiveness of different endodontic irrigation procedures on the removal of the smear layer: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 22(1):21-28.

Literaturverzeichnis

- Coneglian PZ, Orosco FA, Bramante CM, de Moraes IG, Garcia RB, Bernardineli N. 2007. In vitro sealing ability of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) and white Portland cement used as apical plugs. *J Appl Oral Sci.* 15(3):181-185.
- Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. 2008. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 99(5):361-368.
- Davis MC, Walton RE, Rivera EM. 2002. Sealer distribution in coronal dentin. *J Endod.* 28(6):464-466.
- Debelian G, Trope M. 2016. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endod.* 30(2):70-80.
- Dettwiler CA, Walter M, Zaugg LK, Lenherr P, Weiger R, Krastl G. 2016. In vitro assessment of the tooth staining potential of endodontic materials in a bovine tooth model. *Dent Traumatol.* 32(6):480-487.
- Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM. 1984. Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent.* 52(5):657-662.
- Douglas RD. 1997. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent.* 77(5):464-470.
- Edmunds DH, Whittaker DK, Green RM. 1988. Suitability of human, bovine, equine, and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions. *Caries Res.* 22(6):327-336.
- Eickhoff M, Heintz V, Utrecht T. 2013. "Regenerative Endodontie" - eine innovative, erfolgreiche Therapie? - Teil 2. *ZMK.* 29(6):368-377.
- El Sayed MA, Etemadi H. 2013. Coronal discoloration effect of three endodontic sealers: An in vitro spectrophotometric analysis. *J Conserv Dent.* 16(4):347-351.
- Eldeniz AU, Hadimli HH, Ataoglu H, Orstavik D. 2006. Antibacterial effect of selected root-end filling materials. *J Endod.* 32(4):345-349.
- Ersev H, Schmalz G, Bayirli G, Schweikl H. 1999. Cytotoxic and mutagenic potencies of various root canal filling materials in eukaryotic and prokaryotic cells in vitro. *J Endod.* 25(5):359-363.
- Estrela C, Sydney GB, Pesce HF, Felipe Junior O. 1995. Dentinal diffusion of hydroxyl ions of various calcium hydroxide pastes. *Braz Dent J.* 6(1):5-9.

Literaturverzeichnis

- European Society of Endodontology. 2006. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* 39(12):921-930.
- Fa. Brasseler. Safety data sheet BC Sealer™ . SDS-0003 from 01-17-2017. EDCO 17.0007 REV B
- Fa. Brasseler. Sicherheitsdatenblatt Wurzelreparaturmaterial. SDS-0002 vom 12.08.2015. EDCO 15.0029 REV A
- Fa. Dentsply DeTrey. AH Plus® root canal sealer. Scientific compendium from 2005-04-19. Chapter 2-3; p. 4-10
- Faber FJ. 2002. Bestimmung der Zahnfarbe. *Dtsch Zahnärztl Z.* 57(08):448-449.
- Falla-Sotelo FO, Rizzutto MA, Tabacniks MH, Added N, Barbosa MDL. 2005. Analysis and discussion of trace elements in teeth of different animal species. *Braz J Phys.* 35(3B):761-762.
- Felman D, Parashos P. 2013. Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 39(4):484-487.
- Fondriest J. 2003. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 23(5):467-479.
- Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MA, Puppim-Rontani RM, Correr-Sobrinho L. 2008. Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. *Arch Oral Biol.* 53(11):1023-1029.
- Forghani M, Gharechahi M, Karimpour S. 2016. In vitro evaluation of tooth discolouration induced by mineral trioxide aggregate Fillapex and iRoot SP endodontic sealers. *Aust Endod J.* 42(3):99-103.
- Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. 2015. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 31(12):1542-1551.
- Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. 2010. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Int Endod J.* 43(10):917-929.
- Garberoglio R, Brännström M. 1976. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 21(6):355-362.
- Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. 2013. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 29(8):835-841.

Literaturverzeichnis

- Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. 2009. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent.* 12(3):247-263.
- Gogos C, Economides N, Stavrianos C, Kolokouris I, Kokorikos I. 2004. Adhesion of a new methacrylate resin-based sealer to human dentin. *J Endod.* 30(4):238-240.
- Goodman A, Schilder H, Aldrich W. 1974. The thermomechanical properties of gutta-percha. II. The history and molecular chemistry of gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 37(6):954-961.
- Grossman LI. 1981a. *Endodontic Practice.* 10 ed. Philadelphia: Lea & Febiger. Chapter 17, Bleaching of Discolored Pulpless Teeth; p. 326-334.
- Grossman LI. 1981b. *Endodontic Practice.* 10 ed. Philadelphia: Lea & Febiger. Chapter 16, Obturation of the Canal; p. 277-325.
- Guimaraes BM, Tartari T, Marciano MA, Vivian RR, Mondeli RF, Camilleri J, Duarte MA. 2015. Color stability, radiopacity, and chemical characteristics of white mineral trioxide aggregate associated with 2 different vehicles in contact with blood. *J Endod.* 41(6):947-952.
- Guldener PHA. 1993. Bleichen von Zähnen. In: Guldener PHA, Langeland K. Herausgeber. *Endodontologie - Diagnostik und Therapie.* 3. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. S. 441-447.
- Gutierrez JH, Guzman M. 1968. Tooth discoloration in endodontic procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 26(5):706-711.
- Haapasalo M, Shen Y, Qian W, Gao Y. 2010. Irrigation in endodontics. *Dent Clin N Am.* 54(2):291-312.
- Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA 3rd, Thomas DD. 2002. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod.* 28(5):386-390.
- Hall NR. 1991. Tooth colour selection: the application of colour science to dental colour matching. *Aust Prosthodont J.* 5:41-46.
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. 1993. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater.* 9(3):191-197.
- Ham KA, Witherspoon DE, Gutmann JL, Ravindranath S, Gait TC, Opperman LA. 2005. Preliminary evaluation of BMP-2 expression and histological characteristics during apexification with calcium hydroxide and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 31(4):275-279.

Literaturverzeichnis

- Hammarström LE, Blomlöf LB, Feiglin B, Lindskog SF. 1986. Effect of calcium hydroxide treatment on periodontal repair and root resorption. *Endod Dent Traumatol.* 2(5):184-189.
- Hara AT, Queiroz CS, Paes Leme AF, Serra MC, Cury JA. 2003. Caries progression and inhibition in human and bovine root dentine in situ. *Caries Res.* 37(5):339-344.
- Hassel AJ, Doz P, Nitschke I, Rammelsberg P. 2009. Comparing L*a*b* color coordinates for natural teeth shades and corresponding shade tabs using a spectrophotometer. *Int J Prosthodont.* 22(1):72-74.
- Hatibović-Kofman S, Raimundo L, Zheng L, Chong L, Friedman M, Andreasen JO. 2008. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol.* 24(3):272-276.
- Hattab FN, Qudeimat MA, al-Rimawi HS. 1999. Dental discoloration: an overview. *J Esthet Dent.* 11(6):291-310.
- Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. 2017. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clin Oral Investig.* 21(4):1191-1200.
- Hirschberg CS, Patel NS, Patel LM, Kadouri DE, Hartwell GR. 2013. Comparison of sealing ability of MTA and Endosequence Bioceramic Root Repair Material: a bacterial leakage study. *Quintessence Int.* 44(5):e157-162.
- Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. 1998. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod.* 24(12):786-790.
- Hovis JK, Ramaswamy S. 2007. Color vision and fatigue: an incidental finding. *Aviat Space Environ Med.* 78(11):1068-1071.
- Huang TH, Yang CC, Ding SJ, Yeng M, Kao CT, Chou MY. 2005. Inflammatory cytokines reaction elicited by root-end filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 73(1):123-128.
- Hugo B, Witzel T, Klaiber B. 2005. Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clin Oral Investig.* 9(4):244-250.
- Hülsmann M. 1991. Die Wurzelkanalfüllung: Materialien und Techniken. *Zahnärztl Mitt.* 81(9):872-877.
- Hülsmann M. 2008. Endodontie. 1. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG. Kapitel 4, Klinische Endodontie - Therapie; S. 84-195.
- Huque J, Kota K, Yamaga M, Iwaku M, Hoshino E. 1998. Bacterial eradication from root dentine by ultrasonic irrigation with sodium hypochlorite. *Int Endod J.* 31(4):242-250.

Literaturverzeichnis

- Hwang YC, Kim DH, Hwang IN, Song SJ, Park YJ, Koh JT, Son HH, Oh WM. 2011. Chemical constitution, physical properties, and biocompatibility of experimentally manufactured Portland cement. *J Endod.* 37(1):58-62.
- Igiel C, Lehmann KM, Ghinea R, Weyhrauch M, Hangx Y, Scheller H, Paravina RD. 2017. Reliability of visual and instrumental color matching. *J Esthet Restor Dent.* 29(5):303-308.
- Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Da Silva JD, Miller L. 2010. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 1: analysis and interpretation of tooth color. *J Esthet Restor Dent.* 22(1):42-52.
- Jang JH, Kang M, Ahn S, Kim S, Kim W, Kim Y, Kim E. 2013. Tooth discoloration after the use of new pozzolan cement (Endocem) and mineral trioxide aggregate and the effects of internal bleaching. *J Endod.* 39(12):1598-1602.
- Jiang Y, Zheng Q, Zhou X, Gao Y, Huang D. 2014. A comparative study on root canal repair materials: a cytocompatibility assessment in L929 and MG63 cells. *ScientificWorldJournal.* 2014:463826.
- Joiner A. 2004. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 32 Suppl 1:3-12.
- Joiner A, Muller D, Eloffson UM, Malmsten M, Arnebrant T. 2003. Adsorption from black tea and red wine onto in vitro salivary pellicles studied by ellipsometry. *Eur J Oral Sci.* 111(5):417-422.
- Judeh A, Al-Wahadni A. 2009. A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence Int.* 40(9):e69-79.
- Kang SH, Shin YS, Lee HS, Kim SO, Shin Y, Jung IY, Song JS. 2015. Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an ex vivo study. *J Endod.* 41(5):737-741.
- Kapoor N, Bahuguna N, Anand S. 2016. Influence of composite insertion technique on gap formation. *J Conserv Dent.* 19(1):77-81.
- Keiser K, Johnson CC, Tipton DA. 2000. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *J Endod.* 26(5):288-291.
- Keskin C, Demiryurek EO, Ozyurek T. 2015. Color stabilities of calcium silicate-based materials in contact with different irrigation solutions. *J Endod.* 41(3):409-411.

Literaturverzeichnis

- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. 2009. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 101(3):193-199.
- Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. 2015. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent.* 43(4):430-439.
- Kim ST, Abbott PV, McGinley P. 2000. The effects of Ledermix paste on discolouration of immature teeth. *Int Endod J.* 33(3):233-237.
- Knupfer W. 2014. Ein universelles biokeramisches Obturationsmaterial. *Endod J.* 13(1):24-28.
- Kockapan C. 1987. Elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Struktur der Schmierschicht. *Dtsch Zahnärztl Z.* 42(12):1028-1034.
- Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. 1998. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 24(8):543-547.
- Kohli MR, Yamaguchi M, Setzer FC, Karabucak B. 2015. Spectrophotometric analysis of coronal tooth discoloration induced by various bioceramic cements and other endodontic materials. *J Endod.* 41(11):1862-1866.
- Kollmuss M, Preis CE, Kist S, Hickel R, Huth KC. 2017. Differences in physical characteristics and sealing ability of three tricalcium silicate-based cements used as root-end-filling materials. *Am J Dent.* 30(4):185-189.
- Kortright JB, Thompson AC. 2009. X-Ray Emission Energies. In: Winick H, editor. *X-Ray Data Booklet.* 3 ed. Berkeley, California: Lawrence Berkeley National Laboratory, University of California. p. 8-27.
- Koulaouzidou EA, Papazisis KT, Beltes P, Geromichalos GD, Kortsaris AH. 1998. Cytotoxicity of three resin-based root canal sealers: an in vitro evaluation. *Endod Dent Traumatol.* 14(4):182-185.
- Kouvas V, Liolios E, Vassiliadis L, Parissis-Messimeris S, Boutsoukis A. 1998. Influence of smear layer on depth of penetration of three endodontic sealers: an SEM study. *Endod Dent Traumatol.* 14(4):191-195.
- Kuehni RG, Marcus RT. 1979. An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Res Appl.* 4(2):83-91.
- Kunert A. 2006. *Farbmanagement in der Digitalfotografie.* 2. Aufl. Heidelberg: mitp, REDLINE GMBH. Kapitel 1, Licht und Farbe; S. 11-48.
- Küppers H. 1978. *Das Grundgesetz der Farbenlehre.* 9. Aufl. Köln: DuMont Buchverlag. §2-5; S. 13-22.

Literaturverzeichnis

- Kuratate M, Yoshiba K, Shigetani Y, Yoshiba N, Ohshima H, Okiji T. 2008. Immunohistochemical analysis of nestin, osteopontin, and proliferating cells in the reparative process of exposed dental pulp capped with mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 34(8):970-974.
- Leal F, Simao RA, Fidel SR, Fidel RA, do Prado M. 2015. Effect of final irrigation protocols on push-out bond strength of an epoxy resin root canal sealer to dentin. *Aust Endod J.* 41(3):135-139.
- Lee SJ, Wu MK, Wesselink PR. 2004. The effectiveness of syringe irrigation and ultrasonics to remove debris from simulated irregularities within prepared root canal walls. *Int Endod J.* 37(10):672-678.
- Lehmann K, Devigus A, Wentaschek S, Igiel C, Scheller H, Paravina R. 2017. Comparison of visual shade matching and electronic color measurement device. *Int J Esthet Dent.* 12(3):396-404.
- Lehmann KM, Scheller H. 2013. Visuelle und elektronische Farbbestimmung im Rahmen der Farbangleichung. *ZMK.* 29(1-2):16-21.
- Lemire PA, Burk B. 1979. *Farbe und Zahnersatz.* 1. Aufl. Berlin: Quintessenz. Kapitel 2, Licht, Farbe und Zahnersatz; S. 41-63.
- Lenherr P, Allgayer N, Weiger R, Filippi A, Attin T, Krastl G. 2012. Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *Int Endod J.* 45(10):942-949.
- Leyhausen G, Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Geurtsen W. 1999. Genotoxicity and cytotoxicity of the epoxy resin-based root canal sealer AH plus. *J Endod.* 25(2):109-113.
- Li Q, Coleman NJ. 2015. The hydration chemistry of ProRoot MTA. *Dent Mater J.* 34(4):458-465.
- Li Z, Cao L, Fan M, Xu Q. 2015. Direct pulp capping with calcium hydroxide or mineral trioxide aggregate: a meta-analysis. *J Endod.* 41(9):1412-1417.
- Lin JC, Lu JX, Zeng Q, Zhao W, Li WQ, Ling JQ. 2016. Comparison of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide for apexification of immature permanent teeth: a systematic review and meta-analysis. *J Formos Med Assoc.* 115(7):523-530.
- Lischer BE, Purcell TE, Rinehart RJ, Spotts WB. 1938. The history of dentistry in Missouri. 1 ed. Fulton, Mo.: The Ovid Bell Press, Inc. Chapter 6, Instruments and appliances invented or suggested by Missouri dentists; p. 421-432.

Literaturverzeichnis

- Liu S, Wang S, Dong Y. 2015. Evaluation of a bioceramic as a pulp capping agent in vitro and in vivo. *J Endod.* 41(5):652-657.
- Lone MM, Khan FR, Lone MA. 2018. Evaluation of microleakage in single-rooted teeth obturated with thermoplasticized gutta-percha using various endodontic sealers: an in-vitro study. *J Coll Physicians Surg Pak.* 28(5):339-343.
- Lopes MB, Sinhoreti MA, Gonini Junior A, Consani S, McCabe JF. 2009. Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. *Braz Dent J.* 20(4):279-283.
- Lussi A, Imwinkelried S, Hotz P, Grosrey J. 2000. Long-term obturation quality using noninstrumentation technology. *J Endod.* 26(9):491-493.
- Ma J, Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. 2011. Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod.* 37(6):793-798.
- Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RF, Guimaraes BM, Duarte MA. 2014. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod.* 40(8):1235-1240.
- Marconyak LJ, Jr., Kirkpatrick TC, Roberts HW, Roberts MD, Aparicio A, Himel VT, Sabey KA. 2016. A comparison of coronal tooth discoloration elicited by various endodontic reparative materials. *J Endod.* 42(3):470-473.
- Marending M, Paque F, Fischer J, Zehnder M. 2007. Impact of irrigant sequence on mechanical properties of human root dentin. *J Endod.* 33(11):1325-1328.
- Marin PD, Bartold PM, Heithersay GS. 1997. Tooth discoloration by blood: an in vitro histochemical study. *Endod Dent Traumatol.* 13(3):132-138.
- Martens L, Vercruyse C, Schaubroeck D, Rajasekharan S. 2015. Analysis of the composition and maturation of a new tricalcium silicate cement - Medcem MTA®. Paper presented at: 25th congress of the IAPD. Glasgow, UK. *Int J Paediatr Dent* 25 (s1):PR08-2.14.
- McMichen FR, Pearson G, Rahbaran S, Gulabivala K. 2003. A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers. *Int Endod J.* 36(9):629-635.
- Mehra N, Yadav M, Kaushik M, Roshni R. 2018. Clinical management of root resorption: a report of three cases. *Cureus.* 10(8):e3215.

Literaturverzeichnis

- Mente J, Leo M, Panagidis D, Saure D, Pfefferle T. 2014. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations-long-term results. *J Endod.* 40(6):790-796.
- Miletić I, Anić I, Pezelj-Ribarić S, Jukić S. 1999. Leakage of five root canal sealers. *Int Endod J.* 32(5):415-418.
- Mitchell PJ, Pitt Ford TR, Torabinejad M, McDonald F. 1999. Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 20(2):167-173.
- Modareszadeh MR, Di Fiore PM, Tipton DA, Salamat N. 2012. Cytotoxicity and alkaline phosphatase activity evaluation of endosequence root repair material. *J Endod.* 38(8):1101-1105.
- Moir G. 2003. Cements. In: Newman J, Choo BS, editors. *Advanced Concrete Technology.* 1 ed. Oxford, UK: Elsevier Butterworth-Heinemann. p. 3-45.
- Moodley D, Patel N, Moodley T, Ranchod H. 2015. Comparison of colour differences in visual versus spectrophotometric shade matching. *SADJ.* 70(9):402-407.
- Moore A, Howley MF, O'Connell AC. 2011. Treatment of open apex teeth using two types of white mineral trioxide aggregate after initial dressing with calcium hydroxide in children. *Dent Traumatol.* 27(3):166-173.
- Moorer WR, Genet JM. 1982. Evidence for antibacterial activity of endodontic gutta-percha cones. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 53(5):503-507.
- Moreira AD, Mattos CT, de Araujo MV, Ruellas AC, Sant'anna EF. 2013. Chromatic analysis of teeth exposed to different mouthrinses. *J Dent.* 41 Suppl 5:e24-27.
- Mozynska J, Metlerski M, Lipski M, Nowicka A. 2017. Tooth discoloration induced by different calcium silicate-based cements: a systematic review of in vitro studies. *J Endod.* 43(10):1593-1601.
- Nair U, Ghattas S, Saber M, Natera M, Walker C, Pileggi R. 2011. A comparative evaluation of the sealing ability of 2 root-end filling materials: an in vitro leakage study using *Enterococcus faecalis*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 112(2):e74-77.
- Nathoo SA. 1997. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *J Am Dent Assoc.* 128(04) Suppl:6s-10s.
- Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. 2010a. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 43(9):782-791.

Literaturverzeichnis

- Nekoofar MH, Oloomi, K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. 2010b. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 43(10): 849-858.
- Nothdurft FP, Gernet W, Pospiech PR. 2003. In-vitro-Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z.* 58(8):451-456.
- Odler I. 1998. Hydration, Setting and Hardening of Portland Cement. In: Hewlett PC, editor. *Lea's Chemistry of Cement and Concrete.* 4 ed. London: Arnold. p. 241-297.
- Oksan T, Aktener BO, Sen BH, Tezel H. 1993. The penetration of root canal sealers into dentinal tubules. A scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 26(5):301-305.
- Oloomi K, Saberi E, Mokhtari H, Mokhtari Zonouzi HR, Nosrat A, Nekoofar MH, Dummer PM. 2013. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. *Restor Dent Endod.* 38(3):128-133.
- Pace R, Giuliani V, Nieri M, Di Nasso L, Pagavino G. 2014. Mineral trioxide aggregate as apical plug in teeth with necrotic pulp and immature apices: a 10-year case series. *J Endod.* 40(8):1250-1254.
- Paravina RD, Powers JM. 2004. *Esthetic Color Training in Dentistry.* 1 ed. St. Louis: Elsevier Mosby. Chapter 2, Colorimetry; p. 17-37.
- Parsons JR, Walton RE, Ricks-Williamson L. 2001. In vitro longitudinal assessment of coronal discoloration from endodontic sealers. *J Endod.* 27(11):699-702.
- Partovi M, Al-Havvaz AH, Soleimani B. 2006. In vitro computer analysis of crown discoloration from commonly used endodontic sealers. *Aust Endod J.* 32(3):116-119.
- Pascon EA, Spangberg LS. 1990. In vitro cytotoxicity of root canal filling materials: 1. Gutta-percha. *J Endod.* 16(9):429-433.
- Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. 2002. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 81(8):578-582.
- Qian W, Shen Y, Haapasalo M. 2011. Quantitative analysis of the effect of irrigant solution sequences on dentin erosion. *J Endod.* 37(10):1437-1441.

Literaturverzeichnis

- Rackelmann G, Weinmann W, Hansen J, Anderski A. 2006. Parameters influencing the shrinkage determination by mercury dilatometry. Paper presented at: IADR General Session 2006 Brisbane, Australia. *J Dent Res* 85 (Spec Iss B): 2461.
- Rafter M. 2005. Apexification: a review. *Dent Traumatol.* 21(1):1-8.
- Ragain JC, Johnston WM. 2000. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Res Appl.* 25(4):278-285.
- Ree MH, Schwartz RS. 2017. Long-term success of nonvital, immature permanent incisors treated with a mineral trioxide aggregate plug and adhesive restorations: a case series from a private endodontic practice. *J Endod.* 43(8):1370-1377
- Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. 2009. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod.* 35(5):731-736.
- Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Orstavik D. 2002. The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root-canal sealers. *Int Endod J.* 35(10):859-866.
- Sanz O, Haro-Poniatowski E, Gonzalo J, Fernández Navarro JM. 2006. Influence of the melting conditions of heavy metal oxide glasses containing bismuth oxide on their optical absorption. *J Non-Cryst Solids.* 352(8):761-768.
- Scannapieco FA, Levine MJ. 1990. Saliva and dental pellicles. In: Genco RJ, Goldman HM, Cohen DW, editors. *Contemporary Periodontics*. 1 ed. St. Louis: Mosby. p. 117-125.
- Schäfer E, Hickel R. 2000. Wurzelkanalfüllpasten und -füllstifte. *Dtsch Zahnärztl Z.* 55(1):9-11.
- Schilke R, Lisson JA, Bauß O, Geurtsen W. 2000. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 45(5):355-361.
- Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K. 2001. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod.* 27(1):23-30.
- Schönenberger Göhring K, Lehnert B, Zehnder M. 2004. Indikationsbereiche von MTA, eine Übersicht. Teil 1: Chemische, physikalische und biologische Eigenschaften von MTA. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 114(2):143-148.

Literaturverzeichnis

- Schroeder A. 1954. Mitteilungen über die Abschlussdichtigkeit von Wurzelfüllmaterialien und erster Hinweis auf ein neuartiges Wurzelfüllmaterial. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 64(9):921-931.
- Schultze W. 1975. Farbenlehre und Farbmessung. 3. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag. Kapitel V, Farbansammlungen, Farbordnungen und die Bewertung des Farbabstandes; S. 52-63.
- Sevimay S, Kalayci A. 2005. Evaluation of apical sealing ability and adaptation to dentine of two resin-based sealers. J Oral Rehabil. 32(2):105-110.
- Shabahang S, Torabinejad M, Boyne PP, Abedi H, McMillan P. 1999. A comparative study of root-end induction using osteogenic protein-1, calcium hydroxide, and mineral trioxide aggregate in dogs. J Endod. 25(1):1-5.
- Sheehy EC, Roberts GJ. 1997. Use of calcium hydroxide for apical barrier formation and healing in non-vital immature permanent teeth: a review. Br Dent J. 183(7):241-246.
- Shirvani A, Hassanizadeh R, Asgary S. 2014. Mineral trioxide aggregate vs. calcium hydroxide in primary molar pulpotomy: a systematic review. Iran Endod J. 9(2):83-88.
- Shokouhinejad N, Khoshkhounejad M, Alikhasi M, Bagheri P, Camilleri J. 2017. Prevention of coronal discoloration induced by regenerative endodontic treatment in an ex vivo model. Clin Oral Investig. 22(4):1725-1731.
- Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Pirmoazen S, Shamshiri AR, Dummer PM. 2016. Evaluation and comparison of occurrence of tooth discoloration after the application of various calcium silicate-based cements: an ex vivo study. J Endod. 42(1):140-144.
- Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Razmi H, Sajadi S, Davies TE, Saghiri MA, Gorjestani H, Dummer PM. 2012. Bioactivity of EndoSequence root repair material and bioaggregate. Int Endod J. 45(12):1127-1134.
- Silbernagl S, Despopoulos A, Draguhn A. 2018. Taschenatlas Physiologie. 9. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. Kapitel 12, Zentralnervensystem und Sinne; S. 342-411.
- Sjögren U, Sundqvist G. 1987. Bacteriologic evaluation of ultrasonic root canal instrumentation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 63(3):366-370.
- Soares CN, Amaral FL, Mesquita MF, Franca FM, Basting RT, Turssi CP. 2015. Toothpastes containing abrasive and chemical whitening agents: efficacy in reducing extrinsic dental staining. Gen Dent. 63(6):e24-28.

Literaturverzeichnis

- Soares FZ, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO. 2016. Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater.* 32(11):1385-1393.
- Soares LE, Santo AM. 2015. Morphological and chemical comparative analysis of the human and bovine dentin-adhesive layer. *Microsc Microanal.* 21(1):204-213.
- Solheim H, Eriksen HM, Nordbo H. 1980. Chemical plaque control and extrinsic discoloration of teeth. *Acta Odontol Scand.* 38(5):303-309.
- Spoleti P, Siragusa M, Spoleti MJ. 2003. Bacteriological evaluation of passive ultrasonic activation. *J Endod.* 29(1):12-14.
- Sproull RC. 1973. Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent.* 29(5):556-566.
- Tagger M, Katz A, Tamse A. 1994. Apical seal using the GPll method in straight canals compared with lateral condensation, with or without sealer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 78(2):225-231.
- Tam WK, Lee HJ. 2012. Dental shade matching using a digital camera. *J Dent.* 40 Suppl 2:e3-10.
- Tanalp J, Karapinar-Kazandag M, Ersev H, Bayirli G. 2012. The status of mineral trioxide aggregate in endodontics education in dental schools in Turkey. *J Dent Educ.* 76(6):752-758.
- Technical Committee ISO/TC 106. 2012. Dentistry - Root canal sealing materials. Switzerland. ISO 6876.
- Teruel JD, Alcolea A, Hernández A, Ruiz AJ. 2015. Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Arch Oral Biol.* 60(5):768-775.
- Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. 1994. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod.* 20(4):159-163.
- Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. 1995a. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 21(7):349-353.
- Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. 1995b. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* 21(8):403-406.

Literaturverzeichnis

- Torabinejad M, White DJ, inventors; Loma Linda University, assignee. 1998. Tooth filling material and method of use. USA Patent 5769638.
- Trope M. 2010. Treatment of the immature tooth with a non-vital pulp and apical periodontitis. *Dent Clin North Am.* 54(2):313-324.
- Türkün M, Cengiz T. 1997. The effects of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on tissue dissolution and root canal cleanliness. *Int Endod J.* 30(5):335-342.
- Ülker N. 2015. Digitale Zahnfarbenbestimmung: Reliabilität und Validität des VITA Easyshade Advance [Dissertation]. [Jena]: Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Uzunoglu E, Aktemur S, Uyanik MO, Durmaz V, Nagas E. 2012. Effect of ethylenediaminetetraacetic acid on root fracture with respect to concentration at different time exposures. *J Endod.* 38(8):1110-1113.
- Vallés M, Mercade M, Duran-Sindreu F, Bourdelande JL, Roig M. 2013. Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *J Endod.* 39(4):525-528.
- Vallés M, Roig M, Duran-Sindreu F, Martínez S, Mercadé M. 2015. Color stability of teeth restored with biodentine: a 6-month in vitro study. *J Endod.* 41(7):1157-1160.
- van der Burgt TP, Plasschaert AJ. 1985. Tooth discoloration induced by dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 60(6):666-669.
- van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ. 1990. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent.* 63(2):155-162.
- Völz HG. 2001. Industrielle Farbprüfung: Grundlagen und Methoden. 2. Aufl. Weinheim: WILEY-VCH Verlag. Kapitel 2, Wie Farben von Spektren abhängen (Farbmetrik); S. 15-70.
- von Arx T. 2011. Apical surgery: a review of current techniques and outcome. *Saudi Dent J.* 23(1):9-15.
- von Bruchhausen F, Ebel S, Frahm AW, Hackenthal E. 1993. Hagers Handbuch der Pharmazeutischen Praxis. 5. Aufl. Heidelberg: Springer-Verlag; S. 491.
- Watts A, Addy M. 2001. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J.* 190(6):309-316.

Literaturverzeichnis

- Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. 2006. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater.* 22(6):553-559.
- Wesselink PR. 1995. Die Wurzelkanalfüllung (I). *Endodontie.* 4(3):181-192.
- Witherspoon DE, Ham K. 2001. One-visit apexification: technique for inducing root-end barrier formation in apical closures. *Pract Proced Aesthet Dent.* 13(6):455-460; quiz 462.
- Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. 1983. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: part 3. *J Endod.* 9(4):137-142.
- Yuan K, Sun X, Wang F, Wang H, Chen JH. 2012. In vitro and in vivo evaluations of three computer-aided shade matching instruments. *Oper Dent.* 37(3):219-227.
- Zamparini F, Siboni F, Prati C, Taddei P, Gandolfi MG. 2018. Properties of calcium silicate-monobasic calcium phosphate materials for endodontics containing tantalum pentoxide and zirconium oxide. *Clin Oral Investig.* 23(1):445-457.
- Zehnder M, Schmidlin P, Sener B, Waltimo T. 2005. Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod.* 31(11):817-820.
- Zhang K, Tay FR, Kim YK, Mitchell JK, Kim JR, Carrilho M, Pashley DH, Ling JQ. 2010. The effect of initial irrigation with two different sodium hypochlorite concentrations on the erosion of instrumented radicular dentin. *Dent Mater.* 26(6):514-523.

7 Anhang

7.1 Materialverzeichnis

Analysenwaage	Kern 770 Seriennummer: 90704295 KERN & SOHN GmbH D-72336 Balingen-Frommern
Applikatorbürste	Microbrush® Plus REF 03025 Microbrush International Grafton, WI 53024 USA
Bissregistrierungsmaterial	StoneBite® REF DD504872 LOT 611730X611732 Dreve Dentamid GmbH D-59423 Unna
Chloramin-T-Lösung	1 % Chloramin-T-Lösung Ch.-B.: D16-320 Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg D-97080 Würzburg

Anhang

Detektor

X-MaxN 50

SN: 69377

Model: 51-XX1085

UHV Assy: 51-1236-203, +24 V, 50 W

(Ultrahochvakuum Aggregat)

Resolution at 5.9 keV: 124 eV

(Aufspaltung)

Oxford Instruments

Concord, MA 01742 USA

Diamantschleifer

Diamant HAST 820 060

Artikelnummer: 030301

LOT 4215688000

BUSCH & CO. GmbH & Co. KG

D-51766 Engelskirchen

REF 882 314 012

LOT 995299

Komet Dental

Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG

D-32631 Lemgo

Diamanttrennscheibe

Produktname: 8964.104.300 VPE 1

REF 8964 104 300

LOT 839993

Komet Dental

Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG

D-32631 Lemgo

Anhang

Druckluftspray

WL-dry
REF 3170
LOT 886504
Alpro Medical GmbH
D-78112 St. Georgen

Ethanol

Ethanol 70% (V/V)
Ch.-B.: 707 6051
Otto Fischar GmbH & Co. KG
D-66133 Saarbrücken

Fräsgerät

F1 Degussa
DeguDent GmbH
D-63457 Hanau

Fußsteuergerät

K-Control
Typ EWL 4970 No. 6421101
Seriennummer: 4960690
KaVo Elektrotechnisches Werk GmbH
D-88299 Leutkirch i.A.

Gates-Glidden-Bohrer

REF V04 0380 019 006
LOT 1081677
VDW GmbH
D-81709 München

Gipstrimmer

HSS-99
Seriennummer: 00158221
Wassermann Dental-Maschinen GmbH
D-21031 Hamburg

Anhang

Glühbirne	Osram 220-240 V, AB 4176B, 2700 K, 10 W, 50/60 Hz, 46 mA OSRAM GmbH D-80807 München
Guttapercha	Dental Gutta Percha Order PN 822-602 LOT 131213 Obtura Spartan Endodontics Algonquin, IL 60102 USA
Handstück	Typ EWL 4910 Seriennummer: 09999101 KaVo Dental GmbH D-88400 Biberach/Riß
Hartmetallfräse	410 RFX 023 LOT 4215687000 BUSCH & CO. GmbH & Co. KG D-51766 Engelskirchen
Hochvakuum-Coater	Leica EM ACE600 Gerätenummer 11747037 Seriennummer: 601682 Leica Microsystems GmbH D-35578 Wetzlar
Interdentalbürstchen	gelb, 0,7 mm Artikelnummer: 112450 TePe D-A-CH GmbH D-22335 Hamburg

Anhang

Komposit	SDR® Smart Dentin Replacement REF 60603002 LOT 1702000664 LOT 1704001050 Dentsply DeTrey GmbH D-78467 Konstanz
Kritisch-Punkt-Trockner	Typ CPD 030 No. BU G03500/1124 220 V, 50/60 Hz, 220 VA Oerlikon Balzers Coating Germany GmbH DE-55411 Bingen
Leit-Tabs	12 mm, leitfähige Haftaufkleber Artikel G3347 Plano GmbH D-35578 Wetzlar
Lichtpolymerisationsgerät	Elipar™ Free Light 2 Seriennummer: 939820001795 Strahlungsflussdichte: 1200 mW/mm ² 3M ESPE AG D-82229 Seefeld
Lichtquelle	Brennenstuhl Werkstatt-Arbeitsleuchte Typ GH1 10005, IP54 5m H07RN-F 2x1,0 100W E27 Artikelnummer: 1176920 Hugo Brennenstuhl GmbH & Co KG D-72074 Tübingen

Anhang

Monovette

S-Monovette® 7,5 ml, K3 EDTA
Bestellnummer: 01.1605.001
LOT 6133711
Sarstedt AG & CO KG
D-51588 Nümbrecht

MTA Applikator

Innendurchmesser: 1,2mm
Artikelnummer: CA-MA037/1,2
LOT 1808151
LyDenti®
Michael Ochmann Einzelunternehmen
D-12207 Berlin

Mullkompressen

Cutisoft®Cotton
REF 72223-10
LOT 619152
BSN medical GmbH
D-22771 Hamburg

Natriumedetat-Lösung

Natriumedetat-Lösung 20% (m/m) NRF
27.2
Ch.-B.: R17-669
Apotheke des Universitätsklinikums
Würzburg
D-97080 Würzburg

Natriumhypochlorit-Lösung

Natriumhypochlorit-Lösung, 3 % Chlor
Ch.-B.: D17-038
Apotheke des Universitätsklinikums
Würzburg
D-97080 Würzburg

Anhang

Obturationsgerät	Obtura IITM Seriennummer: 70891 Obtura Spartan Endodontics Fenton, MO 63026 USA
OP-Mikroskop	OPMI 111, 293812 APO Identifikationsnummer: 12331 Carl Zeiss AG D-73447 Oberkochen
Papierspitzen	Roeko Papierspitzen weiß REF 341 060 LOT D76314 Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG D-89129 Langenau
Pastenhärter	REF 79138 LOT R010024 Omnicent Dental-Handelsgesellschaft mbH D-63110 Rodgau
Phosphorsäuregel	Omni-Etch Ätzel 37 % auf Phosphorsäurebasis LOT A3215 Omnicent Dental-Handelsgesellschaft mbH D-63110 Rodgau
Pipette	Eppendorf Research 10-100µl Seriennummer: 438411 Eppendorf-AG D-22339 Hamburg

Anhang

Plugger

Hu-Friedy RCP 12
Hu-Friedy Mfg. Co., LLC.
D-60528 Frankfurt am Main

Pulpabohrer

Pulpabohrer „Müller“
REF 191 204 100
LOT 828371
REF 191 204 180
LOT 524316
Komet Dental
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG
D-32631 Lemgo

Rasterelektronenmikroskop (REM)

Crossbeam 340
Seriennummer: 064
Carl Zeiss Microscopy GmbH
D-73447 Oberkochen

Radiometer

Bluephase® Meter
Seriennummer: 001477
Ivoclar Vivadent AG
FL-9494 Schaan, Liechtenstein

Reaktionsgefäße

Eppendorf Tubes® 5.0 mL
REF 0030119401
LOT F169869P
Eppendorf AG
D-22331 Hamburg

Röntgengerät

Kodak 2100
Kodak GmbH
D-70327 Stuttgart

Anhang

Röntgensensor	RVG 5100
Scaler	H6/H7 Hu-Friedy Mfg. Co., LLC. D-60528 Frankfurt am Main
Schieblehre	Schieblehre nach Münchner Modell Stück HSL 247-51, 125 mm Artikelnummer: HSL 247-51 Karl Hammacher GmbH D-42699 Solingen
Silikonknetmasse	Silikonknetmasse normal REF 88461 LOT R010048 Omnicent Dental-Handelsgesellschaft mbH D-63110 Rodgau
Skalpellklingen	Surgical Disposable Scalpels Nr. 10 REF 5518016 LOT 4507766956 Braun Aesculap AG D-78532 Tuttlingen
Software	AZtechTEM Oxford Instruments Concord, MA 01742 USA

Anhang

Spektrophotometer	VITA Easyshade®V 100-240 Volt Artikelnummer: DEASY5 Seriennummer: H53532 Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG D-79713 Bad Säckingen
Statistiksoftware	IBM SPSS Statistics, Version 24 International Business Machines Corp. Armonk, New York 10504 USA
Tabellenkalkulationsprogramm	Excel 2016 Microsoft Redmond, WA 98052-6399 USA
Ultraschallreiniger	Bandelin Sonorex Super RK 102 H Gerätenummer: 303148369 Bandelin electronic GmbH & Co. KG D-12207 Berlin
Universaladhäsiv	Scotchbond™ Universal REF 41258 LOT 613001 3M Deutschland GmbH D-41453 Neuss
Wärmeschrank	Memmert Tv 30 Seriennummer: 879200 Memmert GmbH + Co. KG D-91126 Schwabach

Anhang

Winkelstücke

Intra matric Lux 3 25 LH (rot)
Intra matric Lux 2 20 LN (blau)
KaVo Dental GmbH
D-88400 Biberach/Riß

Wurzelkanalfeile

K-File Colorinox
REF A 012D 031 060 00
LOT 3471670
Dentsply Maillefer
CH-1338 Ballaigues

Wurzelkanalsealer

AH Plus® Root Canal Sealing Material
REF 60620110
LOT 1610000177
Dentsply DeTrey GmbH
D-78467 Konstanz

Zement

Medcem Medizinischer
Portlandzement®
Artikelnummer: MCPC03.7g
LOT MWZ170309
Medcem GmbH
CH-8570 Weinfelden

Medcem MTA®
Artikelnummer: MCMT03.7g
LOT RX170317
Medcem GmbH
CH-8570 Weinfelden

ProRoot® MTA

REF A 0405 000 004 00

LOT 0000150754

Dentsply Tulsa Dental Specialties

Dentsply International, Inc.

Johnson City, TN 37604 USA

TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty

REF 5024962EU

LOT 1504FSPS

LOT 1603FSPS

Brasseler U.S.A. Dental LLC

Savannah, GA 31419 USA

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Darstellung des Lab-Farbraumes (Quelle: http://www.dma.ufg.ac.at mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Gerhard Funk).....	17
Abbildung 2:	Rinderzahn schematisch dargestellt.	24
Abbildung 3:	Einbettvorrichtung, bestehend aus dem Teflonbügel, dem mit Wachs fixierten Probenzahn und dem Teflonförmchen.....	25
Abbildung 4:	Ansicht von koronal mit Blick auf den Zement-Plug im Wurzelkanal.	29
Abbildung 5:	Kanalwände mit Sealer benetzt.	29
Abbildung 6:	Wurzelkanal mit Guttapercha gefüllt.	29
Abbildung 7:	Guttapercha abgedeckt mit dünner Schicht fließfähigem Komposit.	31
Abbildung 8:	Selektive Schmelzätzung mit 37%iger Phosphorsäure.	31
Abbildung 9:	Appliziertes Universaladhäsiv.	31
Abbildung 10:	Zweite Schicht fließfähiges Komposit appliziert.	32
Abbildung 11:	Dritte Schicht fließfähiges Komposit appliziert.	32
Abbildung 12:	Vierte Schicht fließfähiges Komposit appliziert.	32
Abbildung 13:	Röntgenzahnfilm.	33
Abbildung 14:	Messvorrichtung.....	35
Abbildung 15:	Einbettform mit Silikonbett und Probenzahn	35
Abbildung 16:	Aus den Messwerten der Messflächen 1 bis 7 gebildete Medianwerte ΔE aller Gruppen in Bezug zu T0.	38
Abbildung 17:	Medianwerte ΔE von Messfläche 1 (mittig auf dem Zement-Plug) aller Gruppen in Bezug zu T0.....	39
Abbildung 18:	Medianwerte ΔE von Messfläche 2 (apikaler Teil der Wurzel auf Höhe der Grenze zwischen Zement-Plug und Guttapercha) aller Gruppen in Bezug zu T0.....	40
Abbildung 19:	Medianwerte ΔE von Messfläche 3 (mittlerer Wurzelabschnitt auf Höhe der Guttapercha) aller Gruppen in Bezug zu T0.	40
Abbildung 20:	Medianwerte ΔE von Messfläche 4 (zervikaler Teil der Wurzel unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze auf Höhe der Guttapercha) aller Gruppen in Bezug zu T0.	41

Anhang

Abbildung 21:	Medianwerte ΔE von Messfläche 5 (zervikaler Teil der Zahnkrone oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze auf Höhe des Komposits) aller Gruppen in Bezug zu T0.	41
Abbildung 22:	Medianwerte ΔE von Messfläche 6 (mittlerer Teil der Zahnkrone auf Höhe des Komposits) aller Gruppen in Bezug zu T0.....	42
Abbildung 23:	Medianwerte ΔE von Messfläche 7 (inzisaler Teil der Krone auf Höhe des Komposits) aller Gruppen in Bezug zu T0.....	42
Abbildung 24:	Vergleich der Farbänderung ΔE an den koronalen Messflächen 5, 6 und 7 von G08-MPC-Bi-B mit G09-MPC-Bi-Retro-B zum Zeitintervall T1 bis T5.	49
Abbildung 25:	Vergleich der Farbänderung ΔE an den koronalen Messflächen 5, 6 und 7 von G08-MPC-Bi-B mit G10-MPC-Bi-Adh-B zum Zeitintervall T1 bis T5.....	50
Abbildung 26:	Vergleich der Farbänderung ΔE zwischen den Messflächen 1 bis 7 aller Gruppen im Zeitintervall T1 bis T5.....	51
Abbildung 27:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G01-PRMTA.	52
Abbildung 28:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G02-PRMTA-B.....	53
Abbildung 29:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G03-MMTA.	54
Abbildung 30:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G04-MMTA-B.	55
Abbildung 31:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G05-TF.	56
Abbildung 32:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G06-TF-B.....	57
Abbildung 33:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G07-MPC-Bi.	58
Abbildung 34:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G08-MPC-Bi-B.....	59
Abbildung 35:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G09-MPC-Bi-Retro-B.....	60
Abbildung 36:	Elementverteilungs-Summenspektrum (a) sowie Probenzahn (b) aus G10-MPC-Bi-Adh-B.	61

7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Zusammensetzung von Guttaperchastiften.....	4
Tabelle 2:	Zusammensetzung von AH Plus®.....	5
Tabelle 3:	Zusammensetzung von Portlandzement nach Torabinejad & White (1998).	7
Tabelle 4:	Zusammensetzung von ProRoot® MTA.	9
Tabelle 5:	Zusammensetzung von Medcem MTA®.....	11
Tabelle 6:	Zusammensetzung von TotalFill® BC RRM™ Fast Set Putty.....	12
Tabelle 7:	Klassifikation von extrinsischen Zahnverfärbungen nach Nathoo (1997).	14
Tabelle 8:	Verwendetes Handstück, Fräsgerät sowie Winkelstücke und rotierende Instrumente.	23
Tabelle 9:	Versuchsgruppen 1 bis 10 mit Angabe des Mischungsverhältnisses der einzelnen Zemente.	25
Tabelle 10:	Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) aller Gruppen zwischen T0 und T1 für die Messflächen (MF) 1 bis 7.....	43
Tabelle 11:	Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) aller Gruppen zwischen T1 und T5 für die Messflächen (MF) 1 bis 7.....	44
Tabelle 12:	Aus den Messwerten der Messflächen 1 bis 7 gebildete Medianwerte ΔE aller Gruppen zwischen T1 und T5.	45
Tabelle 13:	Medianwerte der Lumineszenz L mit Interquartile Range (IQR) der Gruppen 1 bis 8 zum Zeitpunkt T5 (nach 12 Monaten) auf Messfläche 1 sowie p-Werte.....	46
Tabelle 14:	Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) der Gruppen 1 bis 8 zwischen T0 (vor der Wurzelkanalfüllung) und T1 (nach 24 Stunden) auf Messfläche 1 sowie p-Werte.	47
Tabelle 15:	Medianwerte der Farbänderung ΔE mit Interquartile Range (IQR) der Gruppen 1 bis 8 zwischen T1 (nach 24 Stunden) und T5 (nach 12 Monaten) auf Messfläche 1 sowie p-Werte.	47
Tabelle 16:	Charakteristische Linien von P, Zr und Pt (Kortright & Thompson 2009).....	73

7.1 Abkürzungsverzeichnis

Bi ₂ O ₃	Bismut(III)-oxid
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
cps	counts per second
EDTA	Natriumedetat-Lösung
EDX	Energiedispersive Röntgenspektroskopie
Gew.-%	Gewichtsprozent
Hz	Hertz
IQR	Interquartile Range
K	Kelvin
keV	Kiloelektronenvolt
L	Lumineszenz
m	Masse
m	Meter
mA	Milliampere
MF	Messfläche
mg	Milligramm
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MTA	Mineral Trioxid Aggregat
NaOCl	Natriumhypochlorit-Lösung
P	Phosphor
Pt	Platin
U/min	Umdrehungen pro Minute
V	Volt
V	Volumen
W	Watt
Zr	Zirkon
µl	Mikroliter

Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl möchte ich meinen herzlichen Dank für die Überlassung des Themas und die stets sehr freundliche Betreuung aussprechen.

Für die Übernahme des Korreferates danke ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. Uwe Gbureck.

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Dr. med. dent. Sebastian Soliman, welcher mich während der gesamten Arbeit intensiv betreut und mit wertvollen Ratschlägen unterstützt hat.

Den Mitarbeitern des Lehrstuhls für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde der Universität Würzburg sei gedankt für ihre stete Hilfsbereitschaft, die Unterstützung vor und während der Versuche sowie für die Betreuung am Rasterelektronenmikroskop.

Bei Frau Viktoria Rücker, M.Sc. bedanke ich mich für die Beratung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, welche mich im Studium und während der Doktorarbeit stets unterstützt und motiviert hat.