

Aus dem Institut für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Untersuchung eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits als
plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines
Stift-Stumpf-Aufbaus – Analyse von Frakturresistenz,
Randqualität und physikalischen Parametern

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Anne Schubert
aus Dresden

Datum der Promotion: 09.12.2016

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| 1 Abstract | 1 |
| 2 Einleitung | 3 |
| 3 Literaturübersicht | 5 |
| 3.1 Befestigung glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte | 5 |
| 3.1.1 Die Theorie des Monoblocks | 5 |
| 3.1.2 Anatomische Besonderheiten des Wurzeldentins | 7 |
| 3.1.3 Besonderheiten bei der Applikation adhäsiver Systeme im Wurzelkanal | 7 |
| 3.1.4 Kunststoffbasierte Befestigungszemente | 10 |
| 3.2 Der adhäsive plastische Aufbau mit Faserstift | 14 |
| 4 Fragestellung | 19 |
| 5 Material und Methode | 20 |
| 5.1 Materialien | 20 |
| 5.1.1 Das Stiftsystem..... | 20 |
| 5.1.2 Befestigungs- und Aufbaumaterialien..... | 21 |
| 5.1.3 Hilfsmaterialien | 24 |
| 5.2 Methode | 25 |
| 5.2.1 Probenauswahl..... | 27 |
| 5.2.2 Gruppeneinteilung | 28 |
| 5.2.3 Herstellung der Probenzähne | 28 |
| 5.2.4 Einbetten der Probenkörper | 32 |
| 5.2.5 Erste Replikaherstellung..... | 35 |
| 5.2.6 Simulation der Probenalterung | 37 |
| 5.2.7 Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop | 37 |
| 5.2.8 Bruchlastversuche | 39 |
| 5.2.9 Werkstoffkundliche Untersuchung der verwendeten Aufbaumaterialien..... | 40 |
| 5.3 Statistische Grundlagen | 44 |
| 6 Ergebnisse | 45 |
| 6.1 Ergebnisse der Bruchlastversuche | 45 |
| 6.1.1 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Bruchfestigkeit | 45 |
| 6.1.2 Einfluss des Aufbaumaterials auf den Bruchmodus | 46 |

| | |
|--|-----------|
| 6.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse im REM | 47 |
| 6.2.1 Vergleich der Randqualität zwischen den Materialien | 50 |
| 6.2.2 Vergleich zwischen den gewählten Zeitpunkten | 52 |
| 6.2.3 Vergleich zwischen den gewählten Randabschnitten | 53 |
| 6.3 Ergebnisse der physikalischen Materialprüfung | 54 |
| 6.3.1 E-Modul und Biegefestigkeit | 54 |
| 6.3.2 Polymerisationsschrumpfung | 55 |
| 6.3.3 Hygroskopische Expansion und Wasseraufnahme | 55 |
| 6.3.4 Aushärtungstiefe | 56 |
| 7 Diskussion | 57 |
| 7.1 Diskussion der Methode | 57 |
| 7.1.1 Auswahl der Probenzähne | 57 |
| 7.1.2 Gruppenverteilung | 58 |
| 7.1.3 Endodontische Aufbereitung und Stiftbettpräparation | 58 |
| 7.1.4 Materialien | 59 |
| 7.1.5 Stiftinsertion und Stumpfaufbau | 63 |
| 7.1.6 Probeneinbettung | 65 |
| 7.1.7 Thermomechanische Wechselbelastung | 66 |
| 7.1.8 Replikaherstellung | 67 |
| 7.1.9 Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop | 67 |
| 7.1.10 Anwendung von Bruchlastversuchen und Bestimmung der Bruchmodi | 68 |
| 7.1.11 Werkstoffkundliche Untersuchung der Materialien | 69 |
| 7.2 Diskussion der Ergebnisse | 71 |
| 7.2.1 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Bruchfestigkeit direkter Stift-Stumpf- Aufbauten | 71 |
| 7.2.2 Diskussion der Versagensmodi | 73 |
| 7.2.3 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Randgüte | 75 |
| 7.2.4 Einfluss der Randlokalisation | 80 |
| 7.2.5 Diskussion der Ergebnisse der physikalischen Parameter | 81 |
| 8 Zusammenfassung | 90 |
| 9 Literaturverzeichnis | 91 |

| | |
|---|------------|
| 10 Anhang | 114 |
| 10.1 Abkürzungsverzeichnis | 114 |
| 10.2 Abbildungsverzeichnis | 114 |
| 10.3 Tabellenverzeichnis | 115 |
| 10.4 Liste der verwendeten Materialien | 116 |
| 10.5 Liste der verwendeten Hilfsmaterialien | 117 |
| 10.6 Geräteliste..... | 119 |
| 10.7 Bearbeitungsprogramme..... | 120 |
| 11 Eidesstattliche Erklärung | 121 |
| 12 Lebenslauf | 123 |
| 13 Publikationsliste | 124 |
| 14 Danksagung | 125 |

1 Abstract

Ziel: Das Ziel der Studie war es, einen experimentellen selbstadhäsiven Befestigungskomposit auf Eignung als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines Stift-Stumpf-Aufbaus zu prüfen. Als Referenz dienten dazu zwei auf dem Markt bereits etablierte Aufbaukomposite.

Material und Methode: 40 humane obere Schneidezähne wurden endodontisch behandelt und für die Aufnahme eines Stiftes (RelyX Fiber Post) vorbereitet. Die Stiftinsertion und der Kronenaufbau erfolgten jeweils mit dem gleichen Material. Eingesetzt wurden zwei Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme mit einem dualhärtenden (LuxaCore Dual – LC) sowie einem autopolymerisierenden Aufbaukomposit (Clearfil Core – CC) und ein experimenteller selbstadhäsiver Befestigungskomposit in zwei verschiedenen Darreichungsformen (als Handmischverfahren – HMV – und in Form einer Doppelkammerspritze – Automix). Die Proben wurden einer thermomechanischen Belastung unterzogen. Das Randspaltverhalten der Materialien wurde rasterelektronenmikroskopisch evaluiert. Bruchlastversuche dienten der Bestimmung der Bruchfestigkeit der Aufbauten. Zusätzlich wurden die physikalischen Eigenschaften der einzelnen Materialien untersucht.

Ergebnisse: Die Bruchfestigkeit wurde signifikant durch das Aufbaumaterial beeinflusst ($p < 0.0005$; ANOVA). CC [481 (158) N] erreichte signifikant größere Bruchfestigkeiten als LC [226 (80) N], HMV [205 (115) N] und Automix [197 (134) N] ($p < 0.05$; Tukey-B). Der prozentuale Anteil perfekten Randes innerhalb des Schmelzes unterschied sich signifikant zwischen den untersuchten Materialien ($p < 0.0005$; Kruskal Wallis). CC verzeichnete signifikant höhere prozentuale Anteile an perfektem Randschluss vor und nach thermomechanischer Belastung zum Schmelz und Dentin im Vergleich zu den anderen Gruppen. Die physikalischen Eigenschaften wurden signifikant durch das Aufbaumaterial beeinflusst ($p < 0.0005$; ANOVA). CC und LC zeigten signifikant höhere Biegefestigkeiten als die Gruppen der selbstadhäsiven Befestigungskomposite. Die Wasseraufnahme war bei den selbstadhäsiven Materialien signifikant größer im Vergleich zu CC und LC.

Schlussfolgerung: Die *in vitro* untersuchten selbstadhäsiven Befestigungskomposite, die zur Herstellung eines Stift-Stumpf-Aufbaus verwandt wurden, wiesen unzureichende mechanische Eigenschaften, eine geringe Frakturstabilität und eine geringe Randqualität auf.

Klinische Relevanz: Die Anwendung der *in vitro* untersuchten selbstadhäsiven Befestigungskomposite als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines Stift-Stumpf-Aufbaus mit Faserstift kann nicht empfohlen werden.

Abstract

Objectives: The aim was to investigate the performance of an experimental self-adhesive resin cement used as a post and core build-up material in comparison to two commercially available core build-up materials.

Materials and methods: 40 human maxillary incisors were endodontically treated and prepared for post insertion (RelyX Fiber post). Post and core build-ups were performed using one of the four investigated materials: two build-up composites based on an etch-and-rinse adhesive approach (LuxaCore Dual – LC und Clearfil Core – CC) and one self-adhesive resin cement in two application modes (Handmix and Automix). The samples were subjected to thermo-mechanical loading (TML). Maximum load capability (Fmax) was tested in a universal testing machine. Margin integrity was evaluated using Scanning Electron Microscopy. Physical properties were additionally examined.

Results: Fmax was significantly affected by the core build-up material ($p < 0.0005$; 1-way ANOVA). CC [481 (158) N] achieved higher Fmax than LC [226 (80) N], Handmix [205 (115) N] and Automix [197 (134) N] ($p < 0.05$; Tukey-B). The percentage of perfect continuous margin in enamel after TML differed significantly among the groups ($p < 0.0005$; Kruskal Wallis). CC gained significantly higher percentages of perfect margin compared to the other groups. Physical properties were significantly affected by the build-up material ($p < 0.0005$; ANOVA). CC and LC demonstrated higher flexural strength in comparison to the self-adhesive groups ($p < 0.05$; Scheffé). Water sorption was significantly higher in the self-adhesive groups ($p < 0.05$; Scheffé).

Conclusion: Within the limitations of the present *in vitro* study it can be concluded that the investigated self-adhesive resin cement is not suitable as a core build-up material due to its low maximum load capability, low margin integrity and weak mechanical properties.

Clinical relevance: The investigated self-adhesive resin cement cannot be recommended as a core build-up material.

2 Einleitung

Endodontisch behandelte Zähne unterliegen einer erhöhten Frakturanfälligkeit. Der Verlust der Vitalität führt dabei zu keiner wesentlichen Veränderung der biomechanischen Eigenschaften der Zähne im Vergleich zu vitalen Zähnen [Sedgley und Messer 1992]. Ein erhöhtes Frakturrisiko ist in diesem Zusammenhang nicht allein auf die Wurzelkanal-aufbereitung zurückzuführen, sondern vielmehr der Zahnhartsubstanzschwächung durch Entfernung kariöser Zahnhartsubstanz und der Kavitätenpräparation geschuldet [Ikram *et al.* 2009]. Weitere Therapiemaßnahmen, wie eine Stiftbohrung, führen zu einem zusätzlichen irreversiblen Zahnhartsubstanzverlust, mit dem das Frakturrisiko weiter ansteigt [Lang *et al.* 2006]. In den Anfängen der Anwendung von Stift-Stumpf-Aufbauten nahm man viele Jahre an, ein Wurzelstift könne den Zahn verstärken. Sich häufende Misserfolge führten schließlich zu einer Wende hin zu minimalinvasiven und substanz-schonenden plastischen Aufbauten, bei denen der Stift lediglich dazu dient, dem Kernaufbau eine Retention zu geben [Nathanson *et al.* 1993]. Mit Hilfe der Adhäsivtechnik kann sogar in vielen klinischen Situationen gänzlich auf eine Stiftversorgung verzichtet werden. Die Entscheidung über die Notwendigkeit einer adhäsiven Stiftversorgung beruht auf der Ausdehnung des Defektes, der Lokalisation des Zahnes und der zu erwartenden Belastung durch die geplante Restauration [Blankenstein *et al.* 2002, Morgano und Brackett 1999]. Die in den Vordergrund getretene Anwendung glasfaserverstärkter Kompositstifte hat den klinischen Ablauf der postendodontischen Versorgung um ein Vielfaches vereinfacht. Gleichzeitig erreichen sie ebenso hohe klinische Überlebensraten wie adhäsiv befestigte Metallstifte [Sterzenbach *et al.* 2012a].

Plastische Aufbauten mit Faserstiften sind nicht komplikationsfrei. Misserfolge sind zurückzuführen auf Dezementierung, Stift- oder Wurzelfrakturen und eine Reinfektion des Kanalsystems. Dies führt zur stetigen Weiterentwicklung der Stiftmaterialien und Formen sowie auch der Befestigungs- und Aufbaumaterialien. Um den klinischen Behandlungsablauf zu erleichtern, wurden Materialien eingeführt, die simultan für die Befestigung faserverstärkter Stifte und die Herstellung eines plastischen Aufbaus Einsatz finden. Diese bereits auf dem Markt etablierten sogenannten Post-and-core-Materialien werden mit Adhäsivsystemen, die auf dem Etch-and-rinse- oder Selfetch-Prinzip basieren, angeboten. Eine weitere Vereinfachung des klinischen Ablaufs wird durch die Verwendung selbstadhäsiver Befestigungskomposite möglich, bei denen es keiner zeitaufwendigen und techniksensitiven Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz bedarf.

Diese Materialien haben sich bereits erfolgreich in der Befestigung verschiedener Stiftmaterialien etabliert [Radovic *et al.* 2008, Sarkis-Onofre *et al.* 2014]. Ihre Eignung als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines koronalen Aufbaus ist noch nicht gesichert und wird bis heute kontrovers diskutiert [Naumann *et al.* 2010, Naumann *et al.* 2011, Sterzenbach *et al.* 2012a]. Die vorgenannten Studien deuten bereits auf mögliche Probleme dieser Materialgruppe hin. Sie berichten über eine signifikante Wasseraufnahme der selbstadhäsiven Befestigungskomposite und eine dadurch bedingte hygroskopische Expansion des Materials. Die mechanischen Eigenschaften der selbstadhäsiven Befestigungskomposite scheinen dagegen vielversprechend zu sein [Ilie und Simon 2012]. Sie erreichen Werte, die mit denen konventioneller Komposite hinsichtlich E-Modul, Vickershärte und elastischem Verhalten vergleichbar sind. Die inkonsistente Datenlage zu selbstadhäsiven Materialien unterschiedlicher Hersteller und dem Bestreben der Industrie, das Befestigungskomposit mit einem plastischen Aufbaumaterial in einem Präparat zu vereinen, führen zur stetigen Weiterentwicklung der Zusammensetzung selbstadhäsiver Komposite.

Die vorliegende Untersuchung hat zum Ziel, einen experimentellen selbstadhäsiven Befestigungskomposit als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines Aufbaus mit Faserstift zu analysieren. Dabei werden der Einfluss des Materials auf die Frakturstabilität und Randintegrität als auch seine physikalischen Parameter evaluiert.

3 Literaturübersicht

3.1 Befestigung glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte

Im Fokus der Insertion glasfaserverstärkter Wurzelstifte steht aktuell die adhäsive Befestigung. Studien bestätigen die klinische Überlegenheit adhäsiver Materialien gegenüber der konventionellen Zementierung mit Glasionomer- oder Zinkoxidphosphatzementen. [Goldman *et al.* 1984, Naumann *et al.* 2008]. Vorteile werden beschrieben hinsichtlich einer verbesserten marginalen sowie apikalen Abdichtung [Bachicha *et al.* 1998, Reid *et al.* 2003, Wells *et al.* 2002] und einer höheren Stiftretention [Schwartz und Robbins 2004]. Die erhöhte Retention ermöglicht auch die Nutzung kürzerer Stiftlängen [Nissan *et al.* 2001], was das Risiko von Perforationen während der Stiftbohrung reduzieren kann und die Zahnhartsubstanz schont. Der Erhalt von Zahnhartsubstanz wirkt sich nachweislich protektiv auf das Frakturrisiko aus [Zicari *et al.* 2013]. Adhäsiv befestigte Stifte entwickeln geringere Spannungen innerhalb des Wurzelkanals als konventionell zementierte Stifte [Asmussen *et al.* 2005, Li *et al.* 2006]. Dies soll das Risiko von Spannungsfrakturen entlang der Phasen reduzieren, wodurch Wurzellängsfrakturen vermieden werden können. Ein adhäsiv befestigter Stift kann hohen auftreffenden Kräften besser Widerstand leisten als ein konventionell zementierter und ist damit zuverlässiger in der klinischen Anwendung [Mendoza *et al.* 1997, Naumann *et al.* 2008]. Frakturiert ein adhäsiv befestigter Faserstift, verbleibt in der Regel ein günstiger, wieder versorgbarer Zahnstumpf mit einem Frakturmuster, das typischerweise im koronalen Bereich lokalisiert ist. [Fokkinga *et al.* 2004, Salameh *et al.* 2006].

3.1.1 Die Theorie des Monoblocks

Die adhäsive Befestigung faserverstärkter Stifte hat sich klinisch etabliert und verzeichnet zufriedenstellende Überlebensraten über längere Beobachtungszeiträume [Bolla *et al.* 2007, Cagidiaco *et al.* 2008, Dietschi *et al.* 2008]. Eine aktuelle randomisierte kontrollierte Studie konnte hohe Erfolgsraten von bis zu 90 % über einen Beobachtungszeitraum von 7 Jahren für Titan- und faserverstärkte Kompositstifte demonstrieren, die mit einem selbstadhäsiven Befestigungskomposit befestigt wurden [Sterzenbach *et al.* 2012a]. Eine weitere prospektive Kohortenstudie verzeichnete dagegen hohe Versagensraten von 4,6 % jährlich über einen Beobachtungszeitraum von 10 Jahren [Naumann *et al.* 2012]. Die Versagensrate war signifikant abhängig von der Anzahl verbliebener Dentinwände sowie der Art des versorgten Zahnes. Gerade für die auf Scherspannung belasteten

Frontzähne konnte die Präparation eines fraktur-protectiven Ferrules nicht in jedem Fall sichergestellt werden, sodass hier höhere Verlustraten nachgewiesen wurden. Das Versagen einer Stiftversorgung wird am häufigsten durch eine Dezentimentierung des Faserstiftes oder eine Reinfektion des Kanalsystems verursacht [Rasimick *et al.* 2010].

Ausschlaggebend für eine langlebige Stiftretention ist die Qualität des Verbundes der Befestigungs- und Aufbaumaterialien mit der Stiftoberfläche und dem Wurzelkanalentin. Tay und Pashley beschreiben den Vorteil eines Verbundes einzelner Komponenten zu einer homogenen mechanischen Einheit als Monoblock [Tay und Pashley 2007]. Sie setzen zwei Bedingungen für die Ausbildung dieses Monoblocks voraus: Die zusammengefügte Komponenten sollten sowohl fest aneinander als auch an der Zahnhartsubstanz haften und letztlich im Zusammenschluss einen dentinähnlichen E-Modul erreichen. Insgesamt unterscheiden sie drei Monoblock-Systeme anhand der Anzahl ihrer Grenzflächen. Das Einbringen eines konfektionierten Glasfaserstiftes zusammen mit dem Befestigungskomposit in die Stiftbettbohrung repräsentiert dabei den klassischen sekundären Monoblock. Der primäre Monoblock ist charakterisiert durch eine Grenzfläche, welche an das Wurzelentin und das Wurzelfüllmaterial grenzt. Der tertiäre Monoblock wird durch eine zusätzliche Beschichtung des eingesetzten Stiftes definiert. Er besitzt insgesamt drei Grenzflächen [Tay und Pashley 2007].

Der E-Modul des Dentins schwankt in Abhängigkeit von seiner Lokalisation innerhalb des Zahnes zwischen 11 und 20 GPa [Marshall *et al.* 1997]. Peritubuläres Dentin erreicht sogar höhere Werte von bis zu 30 GPa. Der E-Modul der Faserstifte soll der Theorie nach dem des Dentins gleichen. Er nähert sich diesem mit 41–57 GPa je nach enthaltenen Fasertypen [Stewardson *et al.* 2010]. Aufgrund der differierenden Rigidität von Stift und Dentin konzentrieren sich einwirkende Kräfte unter Belastung an den Grenzflächen zwischen diesen beiden Komponenten [Asmussen *et al.* 2005, Pegoretti *et al.* 2002]. Eine dazwischenliegende Schicht elastischen Befestigungsmaterials mit geringerem E-Modul könnte als stressreduzierende Komponente agieren [Tay und Pashley 2007]. Das so ersetzte, artifizielle Endodont soll einen stärkenden Effekt auf die instrumentell geschwächte Wurzel besitzen [Mendoza *et al.* 1997, Tay und Pashley 2007]. Ein derart idealisierter Monoblock mit stärkendem Effekt auf die Wurzel wurde bereits für die Anwendung adhäsiver Materialien zum Aufbau stark zerstörter endodontisch behandelter Zähne propagiert [Bitter *et al.* 2014b]. Ein einzeitig durchgeführter plastischer Aufbau mit

Faserstiftbefestigung begünstigt zudem den klinischen Ablauf: Die Techniksensibilität und der Zeitaufwand werden reduziert und Inkompatibilitäten zwischen Aufbau- und Befestigungsmaterialien vermieden. Bis heute scheint jedoch die adhäsive Befestigung zum Wurzelkambium aufgrund des hohen C-Faktors im Wurzelkanal eine Herausforderung zu bleiben [Belli *et al.* 2011, Eick *et al.* 1993].

3.1.2 Anatomische Besonderheiten des Wurzelkambiums

Das Wurzelkambium zeigt im Vergleich zum koronalen Dentin einige morphologische Charakteristika, die sich unvorteilhaft auf den adhäsiven Verbund auswirken können [Mjor *et al.* 2001]. Intraradikulär liegt eine irreguläre Dentinstruktur vor, die sich zusammensetzt aus altersabhängigem Sekundärdentin und zementartigen Strukturen. Das vorhandene Sekundärdentin erschwert die Haftung am Wurzelkambium [Ferrari *et al.* 2000a]. Die Zahl und Dichte der Dentintubuli differiert innerhalb der Kanalhöhe und nimmt von koronal nach apikal ab [Wakabayashi *et al.* 1993].

Einige Studien bestätigen den Einfluss der Lokalisation innerhalb des Kanals auf die Haftkraft [Bitter *et al.* 2006b, Ferrari *et al.* 2000a, Goracci *et al.* 2004]. Zum Teil zeigen diese Untersuchungen kontroverse Ergebnisse in Abhängigkeit von den verwendeten Befestigungsmaterialien [Gaston *et al.* 2001, Mannocci *et al.* 2004, Perdigao *et al.* 2007]. Bei den bisherigen Studien konnten die erzielten Haftwerte nicht an den Bereich heranreichen, der bereits am Kronendentin erzielt wird [Goracci *et al.* 2007, Mannocci *et al.* 2001, Zicari *et al.* 2008]. Dennoch zeigen sie im Vergleich zur konventionellen Befestigung signifikant höhere Stiftretentionen [Mendoza und Eakle 1994, Utter *et al.* 1997].

3.1.3 Besonderheiten bei der Applikation adhäsiver Systeme im Wurzelkanal

Die Bedingungen zur adhäsiven Befestigung innerhalb des Wurzelkanals sind als ungünstig einzustufen. Die eingeschränkte Sicht und Zugänglichkeit zum schmalen Wurzelkanal machen eine kontrollierte Applikation der techniksensitiven adhäsiven Systeme [Sano *et al.* 1998, Van Meerbeek *et al.* 2005] nur unzureichend möglich.

Sowohl Überreste von Wurzelfüllmaterialien [Perdigao *et al.* 2007] als auch Reste der Kanalaufbereitung und Konditionierung können an der Kanalwand verbleiben. Diese Bereiche, welche mit Debris, Sealer, Guttapercha oder Ähnlichem bedeckt sind, behindern die Penetration der Adhäsive und Zemente in die Dentintubuli [Serafino *et al.* 2004]. Besonders in tiefen, apikalen Bereichen kann dadurch die Haftleistung reduziert

sein [Bouillaguet *et al.* 2003]. Eine saubere Kanaloberfläche scheint für die Qualität des Haftverbundes bedeutsam. Die Effektivität zusätzlicher Reinigungsmethoden konnte jedoch bis heute nicht vollständig validiert werden [Bitter *et al.* 2012a]. Eine signifikante Verbesserung der Haftwerte wurde für die simultane Anwendung von Ultraschall und EDTA-Spüllösung zur Entfernung der Smear Layer nachgewiesen [Serafino *et al.* 2006, Zhang *et al.* 2008]. Selbstadhäsive Befestigungskomposite konnten gesteigerte Haftwerte nachweisen infolge einer kombinierten Spülung mit 18%igem EDTA und hochprozentigem Natriumhypochlorit für jeweils eine Minute [Bitter *et al.* 2013]. Die Haftwerte für etch-and-rinse-basierte Systeme verschlechterten sich dagegen mit dem vorgenannten Spülprotokoll. Hier bewirkte eine 1%ige Natriumhypochlorit-Spülung mit simultaner Ultraschallaktivierung die besten Ergebnisse. Vielversprechend erscheint auch die abschließende Spülung mit Ethanol vor der Stiftbefestigung [Bitter *et al.* 2014a]. Dieses ist in der Lage, Feuchtigkeit im Kollagennetzwerk des Dentins zu ersetzen. Hydrophoben Monomeren von Ethanol-basierten Adhäsiven wird es so ermöglicht, die Kollagenfibrillen leichter und umfassender zu imprägnieren [Carvalho *et al.* 2009]. Zusätzlich eröffnen sich größere interfibrilläre Räume im Vergleich zu wassergesättigtem Dentin [Tay *et al.* 2007]. Die Infiltration der weiten interfibrillären Räume steht in direkter Korrelation mit der Größe des Haftverbundes [Carvalho *et al.* 2003]. Eine Spülung mit Ethanol verbessert damit die Bedingungen bei der Applikation hydrophober Adhäsivsysteme im Wurzelkanal durch Feuchtigkeitsverdrängung und optimiert die Infiltration der Adhäsive in das freigelegte intraradikuläre Dentin. In Folge verstärkt sich die Haftfestigkeit des Befestigungsmaterials zur Kanalwand [Carvalho *et al.* 2009]. Eine Reduktion von Alterungsphänomenen durch die Abwesenheit aktivierter Matrixmetalloproteinasen und eine stabilere Hybridschicht werden als weitere Vorteile bei der Applikation von Ethanol diskutiert [Breschi *et al.* 2008].

Autoren zitieren die ungünstige Kavitätenkonfiguration der Kanalpräparation als den Hauptgrund für eine geringe Verbundfestigkeit und Spaltenbildung in der Verbundschicht [Bouillaguet *et al.* 2003, Tay *et al.* 2005]. Die Forschungsergebnisse der vorgenannten Studien stellen sogar eine effektive Hybridisierung des Wurzelkanals in Frage. Der hohe C-Faktor der Stiftbohrung ist entscheidend für die Entwicklung von Polymerisationsstress, der sich aufgrund der Volumenschrumpfung adhäsiver Befestigungsmaterialien bildet. Alle adhäsiven Materialien erfahren diese Volumenänderung infolge der Umwandlung ihrer Doppelbindungen in Einfachbindungen im Rahmen der Polymerisationsreaktion. Im Falle einer dünnen Zementfuge steigt die Schrumpfung

sogar um ein Vielfaches an [Tay *et al.* 2005]. Die resultierende Belastung für die Verbundschicht kann ein Versagen des adhäsiven Verbundes herbeiführen [Carvalho *et al.* 1996, Feilzer *et al.* 1987]. Die folgende Dezementierung des Stiftes gilt als der Hauptversagensgrund adhäsiv befestigter Glasfaserstifte [Cagidiaco *et al.* 2008, Fokkinga *et al.* 2004, Newman *et al.* 2003]. Verursachende Schwachstelle im Verbund stellt die Grenzfläche zwischen Dentin und Befestigungskomposit dar. Bei einer Versagensrate von 7 % kommt es in etwa der Hälfte der Fälle zum Stiftverlust [Rasimick *et al.* 2010]. Noch einmal halb so viele Versagen treten durch ein Wiederaufflammen der apikalen Läsion ein. In Einzelfällen werden Frakturen der Krone, der Wurzel oder des Stiftes beobachtet.

Befestigungsmaterialien können durch ihren Aushärtungsmodus und ihre viskoelastischen Eigenschaften Einfluss auf den Polymerisationsstress nehmen und Belastungen reduzieren [Braga *et al.* 2003]. So kann eine erhöhte Fließfähigkeit während der frühen Aushärtungsreaktion erste Volumenkontraktionen ausgleichen [Goracci *et al.* 2004]. Diese Fähigkeit wird langsam abbindenden autopolymerisierenden Befestigungskompositen und Glasionomern zugeschrieben [Dauvillier *et al.* 2000].

Einige Publikationen stellen die Effizienz des adhäsiven Verbundes zum Wurzeldentin in Frage [Goracci *et al.* 2005b, Sadek *et al.* 2006]. Sie schreiben die in Push-out-Versuchen nachgewiesene Haftkraft der Friktionskraft zu [Cury *et al.* 2006, Goracci *et al.* 2005a]. Gerade die schwierigen morphologischen Gegebenheiten innerhalb des Kanals erschweren eine Feuchtigkeitskontrolle [Chersoni *et al.* 2005], die eine sichere Haftung der adhäsiven Materialien erschwert. Bei der Stiftbettpräparation reduziert sich die Dicke der Dentinwände, wodurch zunehmend größere Tubuli-Diameter angeschnitten werden. Durch die weitere Vorbehandlung mit geeigneten Spüllösungen wird anschließend der Smear Layer aus den Dentintubuli entfernt. Beide Vorgänge erleichtern der intrinsischen Feuchtigkeit des Dentins, durch die Tubuli in das Kanallumen hineinzutreten [Guignes *et al.* 1996]. Die so erhöhte Flüssigkeitsansammlung akkumuliert sich zusammen mit den Überresten aus dem Konditionierungsvorgang in den weit eröffneten Tubulieingängen. Die Wasseransammlung kann die Hybridschicht einiger Adhäsive durchdringen und sich als Tröpfchen auf der gebondeten Kanaloberfläche niederlegen. Vereinfachte Total-etch-Adhäsive und ein- sowie zweistufige Self-etch-Adhäsive neigen zu dieser Tröpfchenbildung [Chersoni *et al.* 2005]. Ihre Hybridschicht fungiert nach der Polymerisation als semipermeable Membran [Chersoni *et al.* 2004, Tay *et al.* 2004, Tay *et al.* 2002]. Dies kann die Degradation des Haftverbundes zum Dentin fördern.

3.1.4 Kunststoffbasierte Befestigungszemente

Zur adhäsiven Befestigung von Faserstiften stehen selbst- und phosphorsäure-konditionierende Systeme zu Verfügung. Die selbstkonditionierenden Systeme lassen sich weiter unterteilen in selbstadhäsive Befestigungskomposite und Befestigungskomposite mit vorangehender Anwendung eines selbstkonditionierenden Adhäsivsystems.

Befestigungskomposite sind hinsichtlich ihrer Zusammensetzung mit den Füllungskompositen vergleichbar [Janda 2005]. Sie setzen sich aus drei Komponenten zusammen: einer organischen Kunststoffmatrix, anorganischen Füllerpartikeln und einem Silanisierungsmittel, welches beide Komponenten miteinander verbindet.

Die Matrix enthält Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmente [Lutz *et al.* 1983]. Hauptbestandteil sind langkettige Monomere (Mono-, Di- und Trimethacrylate), welche über ihren Anteil einen Einfluss auf die Viskosität der Kunststoffmatrix nehmen können. Bis-GMA wirkt viskositätssteigernd, UDMA und TEGDMA dagegen senkend.

Die anorganischen Füllerpartikel sind in der Matrix eingebettet. In der Regel werden Quarz-, Keramik-, Glas- oder Siliziumdioxidpartikel eingesetzt. Sie nehmen Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften der Komposite. Durch ihren Anteil erhöhen sich die Biegefestigkeit und der E-Modul sowie die Druck- und Zugfestigkeit. Im Vergleich zu ungefüllten Kompositen verringern sie die Polymerisationsschrumpfung, die thermische Expansion sowie die Wasseraufnahme.

Die Verbundphase aus Silanen und Kopolymeren umhüllt die Füllpartikel in Form einer Beschichtung. Diese kann eine Verbindung mit der Kunststoffmatrix eingehen und so einen dauerhaften Verbund ermöglichen [Newesely 1974].

Die Aushärtung der Befestigungsmaterialien kann licht-induziert, chemisch oder durch eine Kombination aus beidem erfolgen. Die Lichttransmission reduziert sich signifikant während der Passage durch den Faserstift [Goracci *et al.* 2008]. So kommen vermehrt dualhärtende oder chemisch härtende Materialien zum Einsatz, um eine angemessene Polymerisation entlang des Stiftes zu gewährleisten. Dualhärtende Befestigungskomposite weisen durch zusätzliche Lichthärtung erhöhte Festigkeits- und Steifigkeitswerte auf [Caughman *et al.* 2001, Kumbuloglu *et al.* 2004]. In tiefen Wurzelabschnitten kann durch die schlechte Lichtleistung dennoch nur eine chemische Härtung erfolgen [Soares *et al.* 2012]. Die Anwendung dualhärtender Befestigungskomposite mit

zusätzlicher Lichthärtung wird der rein chemischen Aushärtung aufgrund der höheren Haftkraftwerte und besseren mechanischen Eigenschaften vorgezogen [Foxton *et al.* 2003]. Eine 2008 durchgeführte Literaturrecherche zur Befestigung faserverstärkter Wurzelstifte zeigte auf, dass dualhärtende adhäsive Systeme in Kombination mit der Etch-and-rinse-Technik die vorhersagbarsten Ergebnisse liefern [Monticelli *et al.* 2008a].

Sowohl bei Etch-and-rinse- als auch bei Self-etch-Adhäsiven konnte die Ausbildung einer Hybridschicht im Wurzelentin nachgewiesen werden [Bitter *et al.* 2004]. Die Hybridschicht ist das Ergebnis der Monomerpenetration der Adhäsive in das freigelegte kollagene Netzwerk der demineralisierten Dentinoberfläche.

Die Dicke der Hybridschicht und Formierung von Resin-Tags ist nach Anwendung eines Etch-and-rinse-Adhäsivs nachweislich höher als nach der Anwendung von Self-etch-Systemen [Vichi *et al.* 2002a]. Während Phosphorsäuren den Smear Layer auflösen vermögen und nach dessen Entfernung eine demineralisierte Dentinfläche freilegen, erreichen die selbstkonditionierenden Systeme durch Modifikation der Schmier-schicht nur eine oberflächliche Demineralisation des darunterliegenden Dentins [Monticelli *et al.* 2008b].

Infolge der Stiftbettpräparation entstehen Schmierschicht-Dicken von 0,5 bis 2 μm , die zusätzlich bis zu 40 μm tief in die Dentintubuli hineingepresst werden können [Mader *et al.* 1984]. Einige Studien stellen aus diesem Grund eine ausreichende Durchdringung der Smear Layer durch die selbstkonditionierenden Systeme im Wurzelkanal in Frage [Goracci *et al.* 2005b, Pirani *et al.* 2005]. Tay *et al.* dagegen fanden heraus, dass die selbstätzenden Primer unter eine besonders dicke Smear-Layer-Schicht hindurchdringen können, wobei sie die Schmierschicht in die Hybridschicht inkorporieren [Tay *et al.* 2000b]. Eine andere Studie entfernte die Smear Layer mit EDTA und konnte damit nachweislich höhere Haftwerte zum Dentin erzielen [Gu *et al.* 2009]. Die selbstätzenden Adhäsivsysteme in der Studie von Bitter *et al.* verhielten sich hingegen unbeeindruckt vom Spülprotokoll. Sie erreichten gleichbleibende, vergleichsweise hohe Haftkräfte [Bitter *et al.* 2013]. Die unterschiedlichen Ergebnisse der vorgenannten Studien scheinen eher produktspezifisch zu sein, als dass sie von der Adhäsivstrategie beeinflusst werden [Tay und Pashley 2001].

Ein anderer Haftansatz wird selbstadhäsiven Befestigungskompositen zugeschrieben. Sie bilden dünnere Hybridschichten und kürzere Resin Tags aus als andere adhäsive Befestigungsmaterialien [Bitter *et al.* 2009b, Bitter *et al.* 2011]. Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite wurden erstmals 2002 eingeführt und entstanden, um den Befestigungsvorgang weiter zu vereinfachen, sodass eine Vorbehandlung des Zahnes nicht mehr notwendig wird.

Die Monomere dieser Materialien werden als multifunktionell beschrieben. Ihre sauren Phosphatgruppen sollen das Hydroxylapatit aus Dentin und Schmelz herauslösen, während das Monomer simultan die freigelegten Areale infiltriert. Um die Neutralisation des anfänglich sauren Systems zu garantieren, werden ihm alkalische Füllerpartikel zugesetzt, die schnell mit den sauren Phosphatgruppen reagieren. Als Nebenprodukt dieses Prozesses entsteht Wasser, welches dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit seine anfängliche Hydrophilie verleihen soll. Der Hersteller erhofft sich dadurch eine verbesserte Adaptation an die Dentinoberfläche. Die geschaffene Adhäsion soll auf einer mikromechanischen Retention und chemischen Interaktion zwischen den sauren Monomergruppen mit dem Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz beruhen.

Die Schmelzhaftung wurde in durchgeführten In-vitro-Studien mit RelyX Unicem als niedrig eingestuft im Vergleich zu anderen adhäsiven Materialien. Die Haftung konnte nachweislich verbessert werden durch eine vorangehende Phosphorsäureätzung des Schmelzes [De Munck *et al.* 2004]. Diese und andere Untersuchungen führten an, dass ein gewisser Anpressdruck die Adaptation an die Zahnhartsubstanz verbessere [Goracci *et al.* 2006]. Zudem soll die Verwendung einer flexiblen wurzelkanalgeformten Kanüle bei der Befestigung von Faserstiften die Homogenität der Zementfuge verbessern und sich positiv auf die Haftung auswirken [Watzke *et al.* 2008].

Die Adhäsion selbstadhäsiver Befestigungskomposite an der Zahnhartsubstanz wurde sowohl morphologisch [Bitter *et al.* 2004, Bitter *et al.* 2009b] als auch durch Haftkraft- und Retentions-Versuche [De Munck *et al.* 2004, Goracci *et al.* 2005b, Hikita *et al.* 2007] evaluiert. Die selbstadhäsiven Komposite erzielten vergleichbare Haftwerte am Kronendentin wie Etch-and-rinse-Adhäsive [De Munck *et al.* 2004, Hikita *et al.* 2007, Piwowarczyk *et al.* 2007]. Eine zusätzliche Ätzung des Dentins verringerte die Haftung [De Munck *et al.* 2004, Hikita *et al.* 2007].

Im Wurzelkanalentin wurden kontroverse Haftwerte für selbstadhäsive Befestigungskomposite verzeichnet. Einige Studien belegen geringere Adhäsionen im Vergleich zu Etch-and-rinse-Systemen [Goracci *et al.* 2005b]. Andere Studien wiederum verzeichnen größere Haftwerte im Vergleich der Systeme [Sterzenbach *et al.* 2012b] sowie eine Haftzunahme nach Thermocycling [Bitter *et al.* 2006b] und 24-stündiger Wasserlagerung [Sadek *et al.* 2006]. Eine Meta-Analyse zu dieser Thematik unterstützt die vorteilhafte Anwendung der weniger techniksensitiven selbstadhäsiven Befestigungskomposite im Wurzelkanal [Sarkis-Onofre *et al.* 2014]. Den selbstadhäsiven Befestigungskompositen wird u. a. eine bessere Haftkraft *in vitro* zugeschrieben aufgrund ihrer geringeren Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zu konventionellen Befestigungskompositen [Frassetto *et al.* 2012]. Etch-and-rinse-Adhäsive können zudem eine Zone demineralisierten, nicht von Adhäsiv infiltrierten Dentins hinterlassen, welches die Langzeitstabilität dieser Adhäsive vermindert. Eine aktuelle Studie bestätigt die Überlegenheit der selbstadhäsiven Befestigungskomposite in Push-out-Tests gegenüber Etch-and-rinse-Systemen [Bitter *et al.* 2014a]. Aber auch bei den selbstadhäsiven Befestigungskompositen zeigen sich produktspezifische Unterschiede in den erreichten Haftwerten [Nova *et al.* 2013, Pereira *et al.* 2013].

Eine hygroskopische Expansion könnte eine Erklärung sein für die überlegenen Haftwerte einiger selbstadhäsiver Befestigungskomposite, wobei die gemessene Verbundfestigkeit dann vorrangig der Friktion zuzuschreiben wäre [Cury *et al.* 2006]. Im Zusammenhang mit Aufbaumaterialien aus kunststoffmodifiziertem Glasionomermaterial oder Kompomer wurden bereits signifikante hygroskopische Expansionen nachgewiesen [Feilzer *et al.* 1995, Sindel *et al.* 1999]. Studien zur Wasseraufnahme selbstadhäsiver Befestigungskomposite sind begrenzt verfügbar [Marghalani 2012], wobei RelyX Unicem unter den getesteten selbstadhäsiven Befestigungskompositen die geringste Expansion aufwies. Inwieweit selbstadhäsive Befestigungskomposite dazu neigen, Wasser aufzunehmen, bedarf noch weiterer Untersuchungen.

3.2 Der adhäsive plastische Aufbau mit Faserstift

Durch die Einführung faserverstärkter Wurzelstifte kann heute schnell und einfach ohne zusätzliche Laborschritte [Mentink *et al.* 1993] eine Retention für direkte adhäsive Aufbauten von tief zerstörten Zähnen geschaffen werden. Die Stabilität des Zahnes wird im darauf folgenden Schritt durch die prothetische Versorgung wiederhergestellt.

Hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften zeigen Aufbaukomposite in Kombination mit faserverstärkten Kompositstiften vergleichbare Frakturresistenzen wie gegossene Stumpfaufbauten aus Gold [Akkayan und Gulmez 2002, Fredriksson *et al.* 1998, Reagan *et al.* 1999, Sirimai *et al.* 1999]. Zur Anwendung kommen Aufbaukomposite vom Mikrohybridtyp [Ferrari *et al.* 2000b] bis hin zu niedrig viskösen Formen [Ferrari *et al.* 2001] in licht-, chemisch- oder dualhärtenden Modi. Diese unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Festigkeit und Elastizität, was Einfluss auf die Lebensdauer der Restauration nehmen kann [Freedman 2001]. Die Aufbaukomposite erreichen gute Resultate in mikroskopischen Untersuchungen hinsichtlich Randintegrität und Adaptation zur Stiftoberfläche [Monticelli *et al.* 2005]. Beides steht in engem Zusammenhang mit der Fließfähigkeit und dem verwendeten Adhäsivsystem der Materialien. Niedrig visköse Aufbaukomposite zeigen einen besseren Zusammenschluss mit dem faserverstärkten Kompositstift als zähflüssige Materialien [Monticelli *et al.* 2004]. Den rigideren, zähflüssigen Materialien werden günstigere mechanische Eigenschaften zugesprochen, die der nachfolgenden Kronenversorgung eine stabile Unterlage liefern [Monticelli *et al.* 2004]. Dennoch unterliegen die Aufbaukomposite einem höheren Verschleiß im Vergleich zu konventionellen Füllungskompositen [Schmage *et al.* 2009b]. Das Einsetzen einer definitiven Restauration sollte demnach zeitnah erfolgen und nicht hinausgezögert werden.

Wenige Studien untersuchten selbstadhäsive Befestigungskomposite auf ihre Eignung als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines adhäsiven Stiftaufbaus [Naumann *et al.* 2010, Naumann *et al.* 2011]. Die Haftkraft dieser Befestigungskomposite zum koronalen Dentin scheint vielversprechend und vergleichbar mit der von selbstätzenden Adhäsivsystemen [De Munck *et al.* 2004, Hikita *et al.* 2007].

Naumann *et al.* kamen zu vergleichbaren Ergebnissen. Sie untersuchten den selbstadhäsiven Befestigungskomposit RelyX Unicem zum Aufbau stark zerstörter endodontisch behandelter Frontzähne *in vitro*. Vor der Testung wurden alle Aufbauten mit einer Ferrule-Präparation und einer Keramikkrone versehen. Nachfolgend wurden die

Proben einer thermomechanischen Wechsellast sowie einer Bruchbelastung ausgesetzt. RelyX Unicem demonstrierte vergleichbare Überlebensraten wie die der getesteten Befestigungskomposite mit ihren Adhäsivsystemen.

Eine andere Studie mit ähnlichem Versuchsaufbau verzeichnete dagegen vermehrt Frakturen von Lithiumdisilikatkronen, bei denen der plastische Aufbau mit einem selbstadhäsiven Befestigungskomposit erfolgte [Sterzenbach *et al.* 2015]. Die Autoren vermuten, ein Aufquellen des Materials sei verantwortlich für den Spannungsbruch der Krone infolge einer sukzessiven Wasseraufnahme der Befestigungskomposite.

Bis heute scheint die Datenlage zur Verwendung selbstadhäsiver Befestigungskomposite als Aufbaumaterial umstritten, dies nicht zuletzt aufgrund der limitierten Studienanzahl. Die vorliegende Untersuchung soll verschiedene Aspekte für die Verwendung selbstadhäsiver Befestigungskomposite als Aufbaumaterial *in vitro* prüfen.

Bei der Stiftpräparation wird grundsätzlich eine substanzschonende Vorgehensweise angestrebt, um eine weitere Schwächung des Zahnes zu vermeiden [Lang *et al.* 2006]. Im Zusammenhang mit der Stiftbettbohrung traten vermehrt Frakturen und Perforationen der Wurzeln auf [Sorensen 1988, Sorensen und Engelman 1990]. Irreparable Wurzelfrakturen sind laut In-vitro-Untersuchungen weniger wahrscheinlich bei der Verwendung von Faserstiften im Vergleich zur metallischen oder keramischen Stiftversorgung [Mannocci *et al.* 1999a]. Der dentinähnliche E-Modul der Faserstifte begünstigt ein vorteilhaftes Versagensmuster mit koronal gelegenen Frakturen [Salameh *et al.* 2006]. Bei hoher Krafteinwirkung auf den Aufbau metallischer und keramischer Stifte kann es durch den vergleichsweise sehr hohen E-Modul dieser Materialien zur Entwicklung von Spannungsspitzen entlang des Wurzeldentins kommen, sodass hier häufiger Wurzelfrakturen auftreten können [Rosentritt *et al.* 2000, Sirimai *et al.* 1999].

Die Frakturresistenz endodontisch behandelter Zähne steht in enger Korrelation mit der Qualität und Quantität verbliebenen Wurzeldentins [Guzy und Nicholls 1979]. Reicht diese nicht aus für die Befestigung eines koronalen Aufbaus, wird ein Stift zur Verankerungsverstärkung notwendig. Für die Retention des Stiftes ist weniger das Stift-design als vielmehr die adhäsive Befestigung ausschlaggebend. Die Insertionstiefe der Faserstifte kann dadurch reduziert werden [Nissan *et al.* 2001]. Ebenso hat der Durchmesser des Stiftes einen zu vernachlässigenden Effekt auf die Stiftretention [Lloyd und Palik 1993, Perdigao *et al.* 2007, Standlee *et al.* 1978]. Ein Aufweiten des Lumens führte in den vorgenannten Push-out-Versuchen zu keinem Retentionsvorteil. In einer

In-vitro-Untersuchung von Schmage *et al.* wurde der Einfluss eines größeren Stiftdiameters und des Designs des Stiftkopfes auf die Biegefestigkeit des Aufbaukomplexes diskutiert. Hier versprechen größere Durchmesser eine höhere Biegefestigkeit [Schmage *et al.* 2009a], was sich vorteilhaft auf die Stabilität des Stift-Stumpf-Aufbaus auswirken könnte. Das Design des Stiftkopfes hatte keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit.

Die Formkongruenz zwischen Stift und Wurzelkanal ist bei einer adhäsiven Befestigung glasfaserverstärkter Stifte nicht zwingend notwendig [Perdigao *et al.* 2007]. Neuere Untersuchungen tendieren immer mehr dazu, die Stiftbettbohrung auf eine gezielte Entfernung der Wurzelfüllung mit schonender Reinigung der Kanalwände zu reduzieren. Denn weder die Frakturresistenz [Buttel *et al.* 2009] noch die Haftwerte des Stiftes [Bitter *et al.* 2012a, Perdigao *et al.* 2007] werden durch eine Inkongruenz zwischen Stift und Kanalwand negativ beeinflusst. Krastl *et al.* unterstützen die Ergebnisse der vorgenannten Studien. Sie konnten keine Korrelation zwischen der Dicke der Zementfuge und dem Auftreten von Frakturen für die Stiftversorgung von Prämolaren nachweisen [Krastl *et al.* 2011]. Eine andere Studie geht sogar so weit, auf die Stiftinsertion bei Prämolaren gänzlich zu verzichten [Zicari *et al.* 2013], wenn die Präparation eines Ferrules von 2 mm Breite sichergestellt werden kann. Zahnstümpfe ohne Stiftversorgung mit angelegtem Ferrule erzielten in dieser Studie signifikant höhere Frakturresistenzen als Stift-Stumpf-Aufbauten ohne Ferrule. Alle vorgenannten Überlegungen zur Reduktion des Frakturrisikos zielen darauf ab, die Zahnhartsubstanz weitestgehend zu schonen, um die Rigidität der Wurzel zu erhalten.

Konische Stifte sind anderen Stiftformen in ihrer substanzschonenden Präparation überlegen. Sie zeigen weniger Substanzverlust im mittleren und apikalen Wurzel Drittel aufgrund ihres anatomisch ähnlichen Verlaufs [Fernandes *et al.* 2003]. Zylindrisch-konische Stifte bieten zusätzlich den Vorteil einer besseren Retention für den koronalen Aufbau [Sahafi *et al.* 2004b].

Auch die koronale Zahnhartsubstanz soll weitgehend erhalten bleiben, um eine entsprechende Widerstands- und Retentionsform für die Restauration zu wahren [Al-Wahadni und Gutteridge 2002]. Die Menge der verbliebenen Dentinhöhe scheint einen signifikanten Einfluss auf die Überlebensraten von Stumpfaufbauten zu haben [Creugers *et al.* 2005]. Der Stumpfaufbau muss vertikalen, lateralen sowie rotierenden Kräften standhalten. Die dafür benötigte Widerstandsform ergibt sich aus der verbliebenen koronalen Zahnhartsubstanz und einer Art Rotationssicherung. In diesem Kontext wird

der Ferrule-Effekt als ein wichtiger Parameter für den Langzeiterfolg zitiert [Dietschi *et al.* 2008, Fernandes und Dessai 2001, Isidor *et al.* 1999, Schwartz und Robbins 2004]. Der Ferrule beschreibt die ringförmige Fassung der zervikalen Zahnhartsubstanz apikal des Aufbaumaterials. Stankiewicz *et al.* fanden heraus, dass ein 1 mm breiter Ferrule bereits eine Verdopplung der Frakturresistenz bewirken kann [Stankiewicz und Wilson 2002]. Samran *et al.* schlussfolgern aus ihrer In-vitro-Studie an mit Metallkronen versorgten Prämolaren, dass eine Ferrule-Höhe von mindestens 1,5 – 2 mm notwendig sei, um den gewünschten frakturprotektiven Effekt zu erhalten [Samran *et al.* 2013]. Genauso wirkte sich die Anzahl der verbliebenen Dentinwände positiv auf die Frakturresistenz aus. Eine neuere Untersuchung dieser Studiengruppe wies zudem nach, dass die Wahl der Lokalisation des 2 mm breit angelegten Ferrules (jeweils bukkal, lingual, bukkal und lingual oder komplett umlaufend) an postendodontisch versorgten Prämolaren unabhängig ist von der erreichten Frakturstabilität [Samran *et al.* 2015]. Die Bruchfestigkeit der in dieser Untersuchung belasteten Metallrestauration mit zirkulärer Ferrule-Präparation wies keine signifikanten Unterschiede auf im Vergleich mit einer isolierten bukkalen oder lingualen sowie bukkal und lingual gelegenen Ferrule-Präparation.

Ob eine Stiftversorgung indiziert ist, hängt vom Destruktionsgrad des Zahnes sowie von seinen morphologischen und funktionellen Charakteristika ab [Naumann 2003]. Frontzähne mit geringem Zahnhartsubstanzverlust können konservierend versorgt werden [Sorensen und Martinoff 1984]. Größere Destruktionsausmaße müssen gegebenenfalls mit einer die Krone umfassenden Restauration versorgt werden. Da Frontzähne vorrangig nicht-axialen Belastungen ausgesetzt sind, wird bei geringer verbliebener koronaler Zahnhartsubstanz ein dem Aufbau retentionsgebender Wurzelstift empfohlen [Chalifoux 1998]. Endodontisch behandelte Molaren unterliegen eher einer vertikalen Belastung und sollten je nach Destruktionsumfang eine höckerfassende Versorgung erhalten. Prämolaren werden häufiger mit Stiftaufbauten versorgt als Molaren aufgrund ihrer funktionellen Mehrbelastung bei Gruppenführung und ihrer grazileren Kronenform. Die aktuellen Therapieempfehlungen richten sich nach der Defektausdehnung. Die Entscheidung zur Einteilung in „gering“, „mittelgradig“ oder „stark zerstört“ [Edelhoff *et al.* 2003] unterliegt dabei der subjektiven Betrachtung des Behandlers.

Naumann *et al.* entwickelten ein Therapiekonzept für endodontisch behandelte Zähne, welches sich am Grad der Defektausdehnung orientiert. Sie ordnen die Defekte den folgenden Klassen zu:

Klasse I – Zugangskavität und vier verbliebene Kavitätenwände

Klasse II – Zugangskavität und drei verbliebene Kavitätenwände

Klasse III – Zugangskavität und zwei verbliebene Kavitätenwände

Klasse IV – Zugangskavität und eine verbliebene Kavitätenwand

Klasse V – Zugangskavität und keine verbliebenen Kavitätenwände

Die Empfehlung für eine Stiftversorgung wird erst ab Klasse IV ausgesprochen. Eine residuale Dentinwandstärke von mindestens 1 mm sollte erhalten sein. In den darunterliegenden Klassen wird der Stiftversorgung gegenüber einer rein adhäsiven Versorgung kein Vorteil zugesprochen [Heydecke *et al.* 2001, Sorensen und Martinoff 1984], da die Stiftbohrung zu einer zusätzlichen Schwächung der Zahnhartsubstanz führt. Grenzwertig sind Pfeilerzähne anzusehen, welche durch eine festsitzende oder eine kombiniert festsitzend-herausnehmbare Prothetik eine zusätzliche Schwächung der Kavitätenwände infolge der Präparation erfahren [Burke *et al.* 2000]. In solch einem Fall sollte mit der zirkulären Pfeilerpräparation begonnen werden, um die verbliebene Wandstärke abschätzen zu können [Edelhoff *et al.* 2003]. Kann dann eine zirkuläre Fassung der Krone von mindestens 1,5 mm sichergestellt werden, so ist der Verzicht auf die Stiftinsertion als frakturprotektiv zu sehen [Zicari *et al.* 2013]. Bei Klasse-V-Defekten ist eine Stift- sowie Kronenversorgung in jedem Fall indiziert [Naumann 2003].

Das vorliegende Studiendesign orientiert sich an einem Klasse-IV-Defekt eines mittleren oberen Frontzahnes mit einer verbliebenen Kavitätenwand. Entsprechend den Empfehlungen nach Naumann wurde eine nichtmetallische Stiftversorgung zur Aufbauretention vorgenommen.

4 Fragestellung

Im Rahmen dieser Studie soll ein experimenteller selbstadhäsiver Befestigungskomposit (SF Cem) in zwei Darreichungsformen (Automisch- und Handmischverfahren) zur Eignung als Stift-Stumpf-Aufbaumaterial getestet werden. Ihm gegenüber werden zwei bereits auf dem Markt etablierte Stumpfaufbau-Komposite, deren Adhäsivsysteme auf dem Etch-and-rinse-System basieren, getestet.

Die vorliegende In-vitro-Untersuchung umfasst drei verschiedene Versuchsaufbauten, die eine vergleichende Analyse der Materialien zum Ziel haben.

1. Analyse der Frakturresistenz und Evaluierung der Frakturmodi von rekonstruierten humanen Frontzähnen mit plastischen Stift-Stumpf-Aufbauten nach thermomechanischer Belastung
2. Rasterelektronenmikroskopische qualitative Analyse des Kavitätenrandes in Schmelz und Dentin vor und nach kausimulatorischer Belastung sowie nach Langzeitlagerung von 6 Wochen
3. Prüfung der mechanischen Eigenschaften (Biegefestigkeit, E-Modul), der Polymerisationsschrumpfung, der Wasseraufnahme und hygroskopischen Expansion sowie der Aushärtungstiefe nach DIN EN ISO 4049 der verschiedenen Aufbaumaterialien.

Auf dieser Basis wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

1. Die Wahl des Aufbaumaterials beeinflusst die Frakturresistenz des postendodontisch aufgebauten Zahnes nicht.
2. Die Wahl des Aufbaumaterials hat keinen Einfluss auf die Randqualität.
3. Die verwendeten Aufbaumaterialien unterscheiden sich nicht in ihren physikalischen Eigenschaften.

5 Material und Methode

5.1 Materialien

5.1.1 Das Stiftsystem



Abb. 1 RelyX Fiber Post System
(entnommen von <https://www.smartpractice.com/shop/wa/style?id=SP3M56860&m=SPD> am 3.01.2016)

Der RelyX Fiber Post ist ein transluzenter, röntgenopaker, glasfaserverstärkter Kompositwurzeltift der Firma 3M ESPE, Seefeld, Deutschland. Das Stiftsystem setzt sich zusammen aus einem Vorbohrer, drei Erweiterungsbohrern in farblich markierten Größen sowie den dazugehörigen größengleichen Glasfaserstiften (Abb. 1).

Der in dieser Studie verwendete Wurzelkanaltift besitzt die Größe 2 und ist rot markiert. Er weist einen apikalen Stiftdurchmesser von 0,8 mm und einen koronalen Stiftdurchmesser von 1,6 mm auf. Seine Konizität beträgt 8 %. Die Gesamtlänge misst 20 mm. Die Stifte zeigen ein *tapered design* auf, welches gekennzeichnet ist durch den konischen Stiftanteil im apikalen Bereich und eine parallelwandige Formgebung im koronalen Bereich. Der koronale Stiftanteil bietet dem Aufbaumaterial eine größere Haftfläche für den Verbund, während der apikale Anteil dem anatomischen Verlauf des Wurzelkanals folgt.

Der Stift setzt sich zu 70–80 Gew.-% aus Glasfüllern und -fasern zusammen, welche in eine Epoxidharzmatrix (20–30 Gew.-%) eingebettet sind. Bei der Herstellung werden die Glasfasern gleichmäßig über den Stiftdurchmesser parallel ausgerichtet und vorgespannt, um optimale mechanische Eigenschaften zu erzielen. Die vollständige Aushärtung der Matrix wird sichergestellt durch ein zweizeitiges Aushärtungsverfahren, bei dem im Anschluss an die chemisch initiierte Polymerisation eine thermische Nachhärtung folgt.

Beim Herstellungsprozess erhalten die Stifte eine mikroporöse Oberfläche, welche die Haftung zum Befestigungskomposit durch Ausbildung von Mikroretentionen sicherstellt.

5.1.2 Befestigungs- und Aufbaumaterialien

LuxaCore Smartmix Dual



Abb. 2 LuxaCore Smartmix Dual

LuxaCore Smartmix Dual ist ein aus zwei Komponenten bestehendes dualhärtendes Komposit der Firma DMG, Hamburg, Germany (Abb. 2). Aus den drei angebotenen Farbvarianten wurde für dieses Studiendesign A3 ausgewählt. Das Material kann mit Hilfe einer auf der Smartmix-Spritze aufgesetzten Mischkanüle mit Endo Tip direkt in den Kanal appliziert werden. Der Hersteller empfiehlt die Verwendung des system-spezifischen dualhärtenden Adhäsivsystems LuxaBond-Total Etch nach vorheriger Phosphorsäurekonditionierung. LuxaCore wurde speziell für Stumpfaufbauten und Aufbaufüllungen entwickelt. Der Füllstoffanteil liegt bei 49 Vol.-% mit einer Korngröße von 0,02–0,4 μm .

LuxaBond-Total Etch

Das LuxaBond-Total-Etch-System besteht aus dem Pre-Bond sowie den zwei Komponenten Bond A und Bond B. Das Pre-Bond beschleunigt die Aushärtung der Bondmischung nach dessen Aufbringen in die Kavität. Es gewährleistet eine verlängerte Verarbeitungszeit der Bondmischung.

Etching Gel

Das mitgelieferte Etching Gel der Firma DMG ist ein universell einsetzbares, blau eingefärbtes Ätzgel (37%iges Phosphorsäure-Gel), welches der Konditionierung von Schmelz und Dentin dient.

SF Cem



Abb. 3 SF Cem als Clicker und Automix-Spritze

SF Cem ist ein zum Zeitpunkt der Versuche experimenteller dualhärtender, selbst-adhäsiver Befestigungskomposit der Firma 3M ESPE. Er wird in Form einer Doppelkammerspritze mit zwei verschiedenen Mischkanülen und einem Endo-Tip sowie für die manuelle Handanmischung in Form eines Clickers angeboten (Abb. 3). Der Hersteller beschränkt den Anwendungsbereich auf das Zementieren von indirekten Restaurationen und Wurzelstiften. Eine Konditionierung der Zahnhartsubstanz ist nicht notwendig. Der Füllkörperanteil beträgt 43 Vol-% (Korngröße $12,5 \mu\text{m}$). SF Cem wird in 3 Farbnuancen angeboten, von denen A3 für dieses Studiendesign ausgewählt wurde.

Clearfil Core



Abb. 4 Clearfil Core und New Bond

Clearfil Core ist ein selbsthärtendes Hybridkomposit der Firma Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan (Abb. 4). Es besteht aus einer Universalpaste und einer Katalysatorpaste, welche per Hand miteinander vermischt werden. Clearfil Core wird zur Herstellung direkter Stiftaufbauten und als Aufbaumaterial für vitale und avitale Zähne eingesetzt.

Sein Füllkörperanteil beträgt 61 Vol.-%. Der Hersteller empfiehlt die Anwendung mit dem zugehörigen Adhäsivsystem Clearfil New Bond.

Clearfil New Bond

Clearfil New Bond ist ein selbsthärtender, aus zwei Komponenten bestehender Haftvermittler. Er stellt auf Grundlage der Total-etch-Technik einen Verbund zum Dentin und Schmelz her. Das Set besteht aus dem Universal Liquid und dem Catalyst Liquid.

Die genauen Zusammensetzungen der untersuchten Materialien nach Herstellerangaben sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

| Material | Zusammensetzung |
|-----------------|--|
| LuxaCore Dual | Aliphatische Dimethacrylate (TEGDMA, UDMA), aromatische Dimethacrylate (Bis-GMA), Bariumglas, pyrogene Kieselsäure |
| Pre-Bond | Ethanolische Arylsulfonatlösung |
| Bond A | Hydrophile Bis-GMA-basierte Harzmatrix, HEMA, Katalysator |
| Bond B | Hydrophile Bis-GMA-basierte Harzmatrix, Benzoylperoxid |
| Etching Gel | o-Phosphorsäure in Wasser (37 %), pyrogene Kieselsäure |
| SF Cem | <i>Basispaste:</i> Phosphorylierte Methacrylatmonomere, Methacrylatmonomere, Silanisierte Füller, Initiatoren, Stabilisatoren, Rheologieadditiv <i>Katalysatorpaste:</i> Methacrylatmonomere, Basische Füller, Silanisierte Füller, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente, Rheologieadditiv |
| Clearfil Core | <i>Universalpaste:</i> Silanisieretes Silikatpulver, TEGDMA, Bis-GMA, N,N'-diethanol-p-toluidin <i>Katalysatorpaste:</i> Silanisieretes Glaspulver, TEGDMA, Bis-GMA, Kolloidales Silikat, Benzoylperoxid |

| | |
|-------------------|--|
| Clearfil New Bond | <i>Universal:</i> N,N'-Diethanol-toluidine, Natriumbenzolsulfinat, Ethanol |
| | <i>Catalyst:</i> Bisphenol-A-Diglycidil-Methacrylate, 10-Metacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (MDP), 2-Hydroxyethylmethacrylate (HEMA), Hydrophobes aromatisches Dimethacrylat, Benzoylperoxide |

Tab. I Zusammensetzung der Materialien

5.1.3 Hilfsmaterialien

Technovit 4004

Technovit 4004 (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) ist ein transparentes, aus zwei Komponenten bestehendes Kaltpolymerisat auf der Basis von Methylmethacrylat (MMA). Es wird als schnellhärtendes Einbettmaterial eingesetzt. Die Druckfestigkeit beträgt 100-120 N/mm².

Memoreg

Memoreg (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) ist ein hochgefülltes additionsvernetztes Silikon. Es wurde zur Bissregistrierung entwickelt und besitzt eine Endhärte von 90 Shore A.

Mollosil®

Mollosil® (Detax Dental, Ettlingen, Germany) ist ein dauerhaft weichbleibendes, kalt-härtendes A-Silikon. Es wurde für die weichbleibende Prothesenunterfütterung im Chair-side-Verfahren entwickelt. Als Haftvermittler dient ein systemspezifisches Adhäsiv.

Palladur®

Palladur (Heraeus Kulzer) ist ein Kaltpolymerisat bestehend aus einer Pulver- und Flüssigkeitskomponente auf MMA-Basis. Es wird im zahntechnischen Labor als Unterfütterungs- und Reparaturkunststoff eingesetzt.

5.2 Methode

Für die vorliegende Studie wurden 40 extrahierte, obere mittlere humane Frontzähne ausgewählt. Die Zähne wurden randomisiert in 4 Gruppen aufgeteilt. Im Folgenden wurden sie trepaniert und die Krone bis auf eine verbliebene mesiale Wand von 2 mm Breite mit belassener Inzisalkante entfernt. Anschließend erfolgte die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung (MTwo und Flexmaster; VWD, München, Deutschland) bis zur ISO-Größe 60/.02. Es folgte die Wurzelfüllung mittels thermoplastischer vertikaler Kondensation (Beefill 2in1, VWD) mit Guttapercha und AH Plus (Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland). Die Stiftbettbohrung zur Aufnahme des Wurzelstiftes RelyX Fiber Post der Größe 2 erfolgte mit dem entsprechenden Vor- und Erweiterungsbohrer. Die Insertion der Stifte auf 8 mm Länge sowie der koronale Stumpfaufbau erfolgten nach Herstellerangaben mit den in dem folgenden Flussdiagramm in Abb. 5 beschriebenen Materialien. Die Proben wurden im weiteren Verlauf einer thermozyklischen Kau-simulation unterzogen (1,2 Mio. Kauzyklen, 5000 Zyklen Thermocycling). Vor und nach der Belastung sowie nach 6 Wochen feuchter Lagerung wurden Abformungen (Honigum Light, Silagum Putty; DMG, Hamburg, Germany) genommen, um eine Analyse der Randqualitäten vornehmen zu können. Mit Hilfe der Abformungen wurden Replika aus Epoxidharz hergestellt, die nach einer Besputterung unter dem Rasterelektronenmikroskop hinsichtlich der Randqualität ausgewertet wurden. Im Anschluss daran erfolgten Bruchlastversuche mit Bestimmung der Bruchmodi und separate werkstoffkundliche Untersuchungen zu den Befestigungsmaterialien.

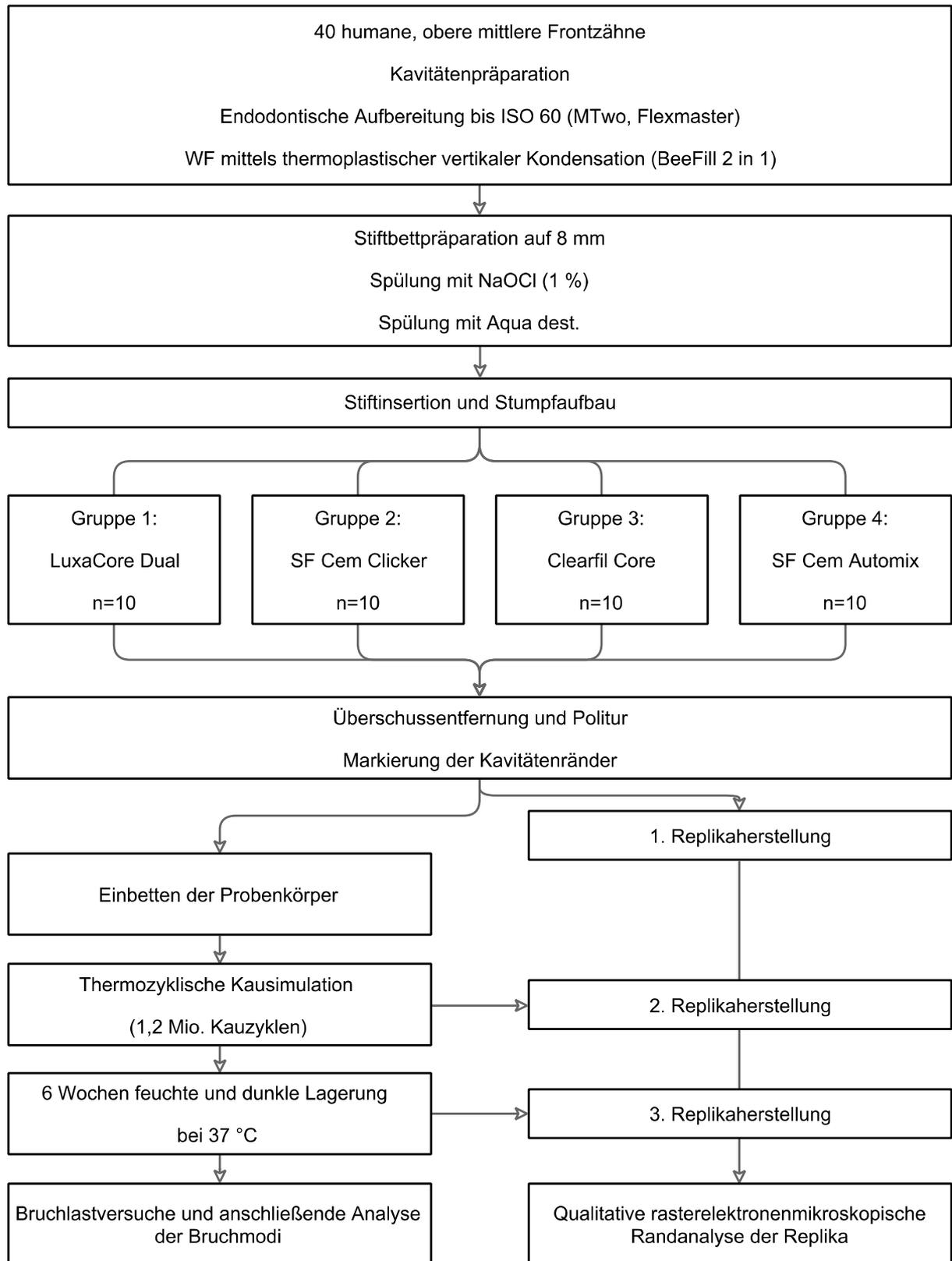


Abb.5 Übersicht über das experimentelle Design der Studie (WF – Wurzelfüllung).

5.2.1 Probenauswahl

Für die vorliegende Studie wurden 40 humane, obere mittlere Schneidezähne der zweiten Dentition selektiert. Die Auswahl setzte sich aus unversorgten, nahezu kariesfreien Zähnen zusammen, welche vor den Versuchen in einer 0,5%igen Chloramin-T-Lösung lagerten. Die ausgewählten Zähne wiesen eine ähnliche Form und Größe der Wurzeln auf. Frakturen und Resorptionen wurden ausgeschlossen. Kleinere kariöse Läsionen im Kronenbereich wurden akzeptiert, wenn diese durch die nachfolgende Präparation vollständig entfernt werden konnten.

Nach Reinigung der Zähne von Zahnstein und Geweberesten mit einem Ultraschallscaler (Sirosonic, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) und Küretten (HuFriedy, Chicago, USA) erfolgte die fortlaufende Nummerierung der Proben.

Die Wurzellängen wurden erfasst mit einem digitalen Messschieber (Esska Maschinen Vertriebs GmbH, Hamburg, Deutschland) ausgehend vom Apex bis zum höchsten Punkt der approximalen Schmelz-Zement-Grenze (Tab. II). Nach Ermittlung einer Durchschnittslänge des vorliegenden Probenpools wurden Zähne mit einer Wurzellänge unter 11,7 mm und über 15,7 mm ausgeschlossen.

Die verbliebenen Zähne wurden in mesio-distaler und vestibulo-oraler Richtung auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze vermessen und anhand ihres Schnittflächenproduktes der Größe nach sortiert.

Zwischen den einzelnen Arbeitsschritten wurden die Proben bei Raumtemperatur in Aqua dest. gelagert, um einer Dehydratation vorzubeugen.

| Material | Anzahl | Durchschnittliche Wurzellänge [mm] | SD |
|-----------------|---------------|---|-----------|
| LuxaCore | 10 | 13,41 | 1,42 |
| SF Cem HMV | 10 | 13,38 | 1,41 |
| Clearfil | 10 | 13,35 | 1,4 |
| SF Cem Automix | 10 | 13,44 | 1,4 |

Tab. II Mittelwerte der Wurzellängen der ausgewählten Probenzähne

5.2.2 Gruppeneinteilung

Ausschlaggebend für die Verteilung der Zähne auf 4 Gruppen war deren Schnittflächenprodukt. Hierbei wurden die Zähne der Größe nach aufgelistet und alternierend auf die Gruppen zu je 10 Proben verteilt. Die Gruppenzuweisung erfolgte jeweils von 1 bzw. 4 beginnend, um den Mittelwert des Schnittflächenproduktes in jeder Gruppe annähernd identisch zu halten (Tab. III).

| Material | Anzahl | Durchschnittliche Querschnittsfläche [mm²] | SD |
|-----------------|---------------|--|-----------|
| LuxaCore | 10 | 135,37 | 15,9 |
| SF Cem HMV | 10 | 135,87 | 15,5 |
| Clearfil | 10 | 136,43 | 15,4 |
| SF Cem Automix | 10 | 134,95 | 12,8 |

Tab. III Mittelwerte des Schnittflächenprodukts der ausgewählten Probenzähne.

5.2.3 Herstellung der Probenzähne

5.2.3.1 Kavitätenpräparation

Die Zahnkronen wurden bis zur approximalen Schmelz-Zement-Grenze senkrecht zur Zahnachse und unter Belassung einer 2 mm starken mesial gelegenen Wand mit inzisaler Kante gekürzt. Die Präparation erfolgte mit einem zylindrischen Diamantbohrer (Komet, Lemgo, Deutschland) höchsttourig bei ca. 80000 U/min unter maximaler Wasserkühlung. Die Präparationswände wurden rechtwinklig zueinander angelegt und anschließend mit einem roten Diamanten (Komet) finiert. Die mesio-distale Wandstärke wurde mit einem digitalen Messschieber auf Höhe der approximalen Schmelz-Zement-Grenze während und nach der Präparation kontrolliert und dokumentiert.

5.2.3.2 Endodontische Aufbereitung

Die Vorbereitung der Proben bis zur Stiftinsertion verlief stets unter ausreichender Feuchtlagerung mit Hilfe von feuchtem Zellstoff. Die Trepanation der Zähne erfolgte unter Wasserkühlung. Die Wurzelkanäle wurden initial mit einem Reamer der ISO-Größe 15 (VDW) auf Durchgängigkeit geprüft und anschließend mit Gates-Glidden-Bohrern der Größen drei bis eins (VWD) in absteigender Reihenfolge koronal erweitert.

Für die weitere maschinelle Aufbereitung wurden das Mtwo-System und der X-Smart Motor verwendet. Hierbei wurden die Kanäle bei 280 U/min bis 1 mm vor den Apex auf ISO-Größe 40 aufbereitet mit der folgenden Mtwo-Feilen-Sequenz: 20/.06, 25/.06, 30/.05, 35/.04, 40/.04. Zwischen dem Instrumentenwechsel wurde mit 5 ml einer 1%igen Natriumhypochloritlösung (Aug. Hedinger, Stuttgart, Deutschland) gespült. Der Apex wurde zusätzlich mit dem Flexmaster-System (50/.02, 60/.02) auf ISO-Größe 60 erweitert. Nach abschließender Spülung mit 0,9%iger Kochsalzlösung (NaCl 0,9 %; Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg, Deutschland) und Trocknung der Kanäle mit Papierspitzen (VWD) wurden die Kanäle mit dem BeeFill 2in1 Obturationskit mittels thermoplastischer vertikaler Kondensation abgefüllt. Ein Masterpoint (VWD) der ISO-Größe 60/.02 wurde eingepasst, mit AH Plus beschickt und unter pumpender Bewegung in den Wurzelkanal eingebracht. Der auf 250 °C erwärmte Plugger kondensierte die Wurzelfüllung bis 6 mm vor den Apex. Anschließend erfolgte eine weitere Kondensation mit Handpluggern der Größe zwei und drei (Dentsply Maillefer). Das restliche Kanallumen wurde in der Backfill-Phase mit den Guttapercha-Cartridges (VWD) in zwei Schritten aufgefüllt, wobei nach jedem Füllvorgang mit Handpluggern nachkondensiert wurde.

Bis zur Stiftsetzung wurde die Zugangskavität mit Cavit (3M ESPE) provisorisch verschlossen. Ab diesem Schritt erfolgte die konstante feuchte Lagerung der Proben im Brutschrank bei 37 °C.

5.2.3.3 Stiftsetzung und Aufbauherstellung

5.2.3.3.1 Allgemeine Vorgehensweise

Vor der Stiftbettpräparation wurden Cavit und Sealerreste mit einem Ultraschallscaler entfernt und die Kavitätenwände mit einem Finierdiamanten angefrischt und geglättet. Es folgte die Auswahl einer passenden Stripkrone (Frasaco Stripkrone glasklar; Frasaco, Tettang, Deutschland) und deren Kürzen. Die Ausschachtung des Kanals erfolgte mit langsam rotierenden Vor- und Erweiterungsbohrern des verwendeten Stiftsystems unter Wasserkühlung auf 9 mm Länge (2000 U/min). Die verbliebenen Guttapercharesten an den Kanalwänden wurden inspiziert und entfernt, bevor die Passung der Glasfaserstifte auf 8 mm Länge kontrolliert wurde. Eine residuale Wurzelfüllung von mindestens 4 mm wurde sichergestellt. Die Stifte wurden daraufhin unter Wasserkühlung mit einer

diamantierten Trennscheibe (Komet) derart gekürzt, dass diese nach der Aufbauherstellung ca. 1,5 mm von Aufbaumaterial bedeckt waren. Zur Orientierung diente hierfür die verbliebene approximale Wand. Abschließend erfolgte eine Spülung mit 1%iger NaOCl-Lösung und Aqua dest. zur Säuberung des Bohrschachtes sowie dessen Trocknung mit dem Sprayvitansatz und Papierspitzen der ISO-Größe 60. Die Glasfaserstifte wurden vor dem Setzen mit Alkohol (96%ig, Krankenhausapotheke der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland) entfettet und getrocknet.

Die Aufbau- und Befestigungskomposite wurden streng nach Herstellerangaben verarbeitet (Stand 2010). Das Zementieren des RelyX Fiber Post der Größe 2 erfolgte jeweils mit LuxaCore Dual, SF Cem in einer Automixspritze sowie in Form eines Clickers für die Handanmischung und mit Clearfil Core. Die Applikation eines mit dem jeweiligen System kompatiblen Haftvermittlers wurde mit Hilfe einer Endobrush durchgeführt. Alle Materialien wurden mit den mitgelieferten Kanülen und Aufsätzen des jeweiligen Herstellers vom Boden des Kanals beginnend blasenfrei in die Kavität appliziert. Der Stift wurde unter gleichmäßigem Fingerdruck eingesetzt und Überschüsse in den Kavitätenboden einmassiert. Proben der Gruppen 1, 2 und 4 erhielten anschließend eine Lichthärtung von 40 Sekunden durch den Stift. Dies erfolgte mit einer LED-Polymerisationslampe (Elipar Freelight 2, 3M ESPE), welche direkt auf den Stiftkopf angesetzt wurde. Die Lichtleistung wurde mit dem Bluephase Meter (Ivoclar Vivadent) an jedem Versuchstag dokumentiert und betrug 890 mW/cm².

Das Aufbaumaterial wurde blasenfrei in die Stripkronen appliziert und unter leichtem Druck adaptiert. Bei den dualhärtenden Aufbaumaterialien erfolgte zusätzlich eine Lichthärtung von jeder Seite. Nach vollständiger Aushärtung wurden die Stripkronen entfernt, grobe Überschüsse mit feinen flammenförmigen Diamantfinierern (15 µm Körnung, Komet) reduziert und die Kavitätenränder mit aluminiumoxidbeschichteten, flexiblen Polierscheiben absteigender Körnung (Sof-Lex; 3M ESPE; grobe Körnung: 50–90 µm; mittlere Körnung: 10–40 µm; feine Körnung 3–9 µm) ausgearbeitet. Der Rand wurde sowohl visuell als auch taktil mit einer Doppelendsonde (HUFriedy) auf Überschüsse und Diskontinuitäten kontrolliert.



Abb. 6 Aufbauherstellung mit Stripkronen (Frasaco): Angepasste Stripkrone (A), mit Kunststoff beschickte und adaptierte Stripkrone (B), fertiger Aufbau nach Überschussentfernung und Politur (C).

5.2.3.3.2 Systemspezifische Vorgehensweise

Verarbeitung von LuxaCore Dual

Die Konditionierung des Kanals und der Kavität erfolgten selektiv durch Auftragen des Etching Gels auf die Schmelzbereiche für 20 Sekunden und nachfolgend auf das Dentin für weitere 15 Sekunden. Anschließend wurde das Gel mit dem Sprayvitansatz entfernt und der Kanal mit einer wassergefüllten Einmalspritze mit aufgesetzter Endokanüle für 20 Sekunden gründlich gespült. Es folgte die Trocknung der Kavität mit feuchtigkeitsfreier Druckluft und Papierspitzen der ISO-Größe 60. Das Pre-Bond wurde entsprechend den Herstellerangaben mit einer Endobrush in alle Dentinanteile und in das Kanallumen für 15 Sekunden appliziert. Überschüsse wurden zunächst sanft verblasen und im Kanal mit einer Papierspitze (ISO 60) aufgesaugt. Anschließend wurden Bond A und Bond B im gleichen Mengenverhältnis 5 Sekunden vermischt und mit einer Endobrush in alle vorkonditionierten Dentinwände für 20 Sekunden eingearbeitet. Überschüsse wurden erneut verblasen und mit einer Papierspitze aus dem Kanallumen entfernt. Die Stiftbettkavität wurde vollständig mit dem Befestigungskomposit beschickt und der Stift in den Kanal appliziert. Die Überschüsse wurden nicht entfernt. Es folgte eine Lichthärtung durch den Stift für 40 Sekunden.

Anschließend wurde ein standardisierter Kompositaufbau aus dem Befestigungsmaterial mit Hilfe von Frasaco-Stripkronen hergestellt. Das Komposit wurde blasenfrei in die Käppchen eingebracht, an die verbliebene Zahnhartsubstanz adaptiert und unter leichtem Druck von jeder Seite lichtgehärtet (40 Sekunden).

Verarbeitung von SF Cem Clicker für die Handanmischung

Nach Trocknung des Kanals mit Papierspitzen (ISO 60) wurde SF Cem mit einem Kunststoffspatel (Ivoclar Vivadent) angemischt und mit Hilfe einer Einwegkarpule mit Kanüle (AccuDose; Centrix Inc., Shelton, USA) in den Kanal eingebracht. Der Stift wurde leicht einrotiert und entstandene Überschüsse mit der Kanülenspitze in den Kavitätenboden einmassiert. Es folgte die Lichthärtung durch den Stift für 40 Sekunden. Anschließend erfolgte der Stumpfaufbau wie in Gruppe 1. Die Lichthärtung erfolgte von jeder Seite für 20 Sekunden.

Verarbeitung von Clearfil Core

Die Konditionierung des Kanals und der Kavität erfolgten selektiv wie in Gruppe 1 durch Auftragen eines Ätzgels (Omni-Etch, Omnident) für 20 bzw. 15 Sekunden. Anschließend wurden Kanal und Kavität gründlich gespült und getrocknet. Die Adhäsivkomponenten wurden in mengengleichem Verhältnis 5 Sekunden vermischt und mit einer Endobrush in die Kavität einmassiert. Die Überschüsse wurden mit einer Papierspitze aufgesaugt. Clearfil Core wurde entsprechend den Herstellerangaben mit einem Kunststoffspatel angemischt und mit Hilfe einer Einwegkarpule mit Kanüle blasenfrei in den Kanal eingebracht. Der Stift wurde leicht einrotiert und für 3 Minuten in Position gehalten. Anschließend erfolgte der Stumpfaufbau unter leichter Druckapplikation und Adaptation an die verbliebene Zahnhartsubstanz.

Verarbeitung von SF Cem Automix

Analog zur Gruppe 2 wurde SF Cem nach Trocknung des Kanals mit einem Elongation-Tip in den Kanal eingebracht und der Stift im Anschluss platziert. Überschüsse aus dem Kanal wurden in den Kavitätenboden leicht einmassiert und 40 Sekunden durch den Stift lichtgehärtet. Der Aufbau erfolgte gemäß der Gruppe 2 mit einer Lichthärtung von 20 Sekunden von jeder Seite.

5.2.4 Einbetten der Probenkörper

Zur Simulation einer elastischen Aufhängung des Zahnes, dem natürlichen Parodontium entsprechend, wurden die Wurzeln der vorbereiteten Probenzähne mit einer 0,5 mm dicken Wachsschicht (rosa Plattenwachs; Yeti, Engen, Deutschland) beschickt. Hierzu diente ein Wachstauchbad (Waxdip 2, M+W Dental, Büdinger, Deutschland), in dem Plattenwachs bei 65 °C erwärmt und verflüssigt wurde. Die aufgetragene Schichtdicke

wurde in Stichproben während der Serienherstellung mehrmals mit Hilfe eines digitalen Messschiebers nachkontrolliert. Zur Darstellung der physiologischen Breite diente ein 2,5 mm dicker Wachsdraht (Yeti Dentalprodukte). Dieser wurde zirkulär unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze adaptiert.

Die Proben wurden daraufhin parallel zur Wurzelachse in speziell angefertigte Zylinder für die Kausimulation (Technische Abteilung, 3M ESPE) eingebettet. Die Zylinderhöhe betrug 35 mm, der Durchmesser 15 mm. Zur Ausrichtung der Wurzelachse und Probenhöhe diente ein Parallelometer (Degussa Dental, Düsseldorf, Deutschland), an dem die natürliche Zahnhartsubstanz punktuell mit Klebewachs (M+W Dental, Bidingen, Deutschland) fixiert wurde. Die Schneidekante sollte maximal 10 mm oberhalb des Zylinderrandes liegen. Vor dem Einbetten wurden die Zylinder mit einer dünnen Schicht Vaseline (Winthrop Arzneimittel GmbH, Mülheim-Kärlich, Deutschland) isoliert und auf einem Modelltisch mit einer Spannvorrichtung parallel zur Tischebene fixiert. Das Einbettmaterial, Technovit 4004 (Heraeus Kulzer), wurde mit einer Präzisionswaage (Sartorius AG, Göttingen, Deutschland) abgewogen (2,5 g Pulver auf 1,5 g Flüssigkeit) und nach Herstellerangaben angemischt. Die Probenzylinder wurden mit dem angemischtem Einbettkunststoff aufgefüllt, der Zahn wurde zentral herabgelassen und in der neuen Position am Parallelometer fixiert. Nach einer initialen Härtung wurden die Zylinder in einem kühlen Wasserbad vollständig ausgehärtet (10 Minuten).

Es folgte eine Überabformung mit Memoreg für die spätere Reponierung des Zahnes sowie die Beschriftung der Zylinder und Abformungen.

Nach Entfernen des Zahnes aus der Einbettmasse wurden die Probenzähne und Zylinder mit einem Skalpell von Wachsresten befreit. Im Anschluss wurden sowohl die Zahnwurzel als auch das Wurzelnegativ in dem Zylinder mit 50 μm Aluminiumoxidpartikeln bei 4 bar abgestrahlt (Abstrahlgerät Basic Quattro, Renfert, Hilzingen, Deutschland).

Es folgte die Applikation einer dünnen Schicht Paladur® (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) auf die angeraute Wurzeloberfläche. Paladur® wurde gemäß den Herstellerangaben angemischt und die Wurzeln in einem mit Paladur® gefüllten Resimixbecher der Größe 2 bis zur Schmelz-Zement-Grenze für wenige Sekunden eingetaucht. Anschließend erfolgte die terminale Aushärtung in einem Drucktopf bei 2,5 bar für 10 Minuten.

Sodann wurden die Passung der Paladur®-beschichteten Zähne in der Einbettmasse mit Hilfe der halbierten Silikonüberabformung geprüft und eventuell entstandene Überstände weggeschliffen. Es folgte das Auftragen des Mollosil®-Adhäsivs auf die Einbettmasse und die Paladurschicht der Zähne. Das Lösungsmittel des Adhäsivs wurde leicht verblasen und Mollosil® mit einer Applikationskanüle in die Negativform der Zylinder eingebracht. Anschließend wurde der Zahn unter Adaptation des Silikonschlüssels in der Form reponiert (Abb. 7). Entstandene Überschüsse wurden nach der Aushärtung mit einem Skalpell entfernt.

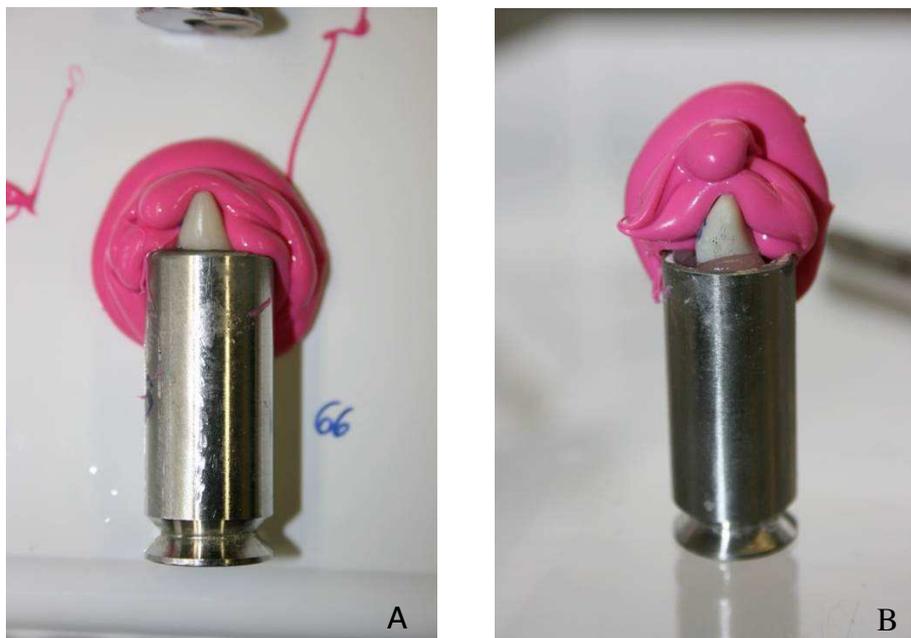


Abb. 7 Memoreg-Überabformung direkt nach Einbetten der Zähne (A) und nach Reponierung dieser mit Mollosil® (B).

Das hier dargestellte Vorgehen zur Probeneinbettung um die natürliche Zahnbeweglichkeit *in vitro* zu simulieren, wurde in einer Studie von Sterzenbach *et al.* entwickelt und validiert [Sterzenbach *et al.* 2011].

5.2.5 Erste Replikaerstellung

Zur Beurteilung der Randqualitäten im Rasterelektronenmikroskop wurden angrenzend an die Kavitätenränder acht Markierungen in die Zahnhartsubstanz gesetzt. Eine Darstellung der Markierungsbereiche gibt Abb. 8.

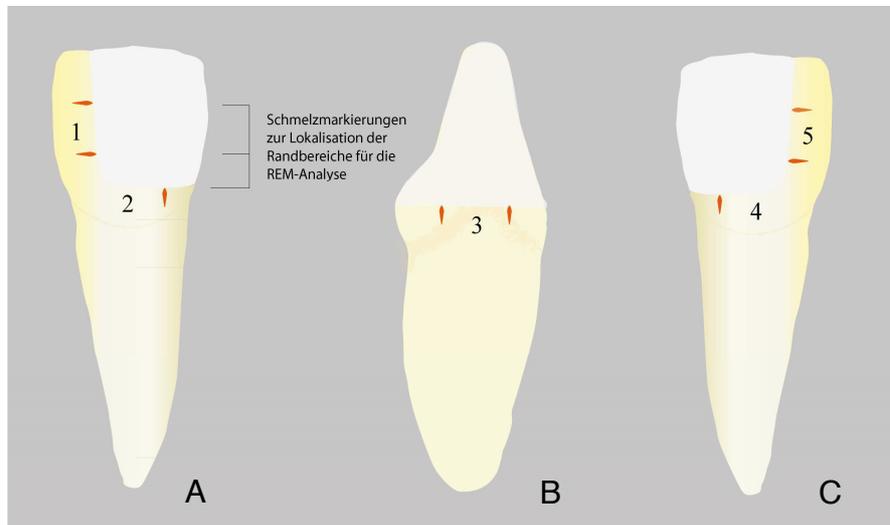


Abb. 8 Grafische Darstellung der Randlagen und Markierungsbereiche von labial (A), approximal (B) und palatinal (C). Grafik entnommen aus [Bitter *et al.* 2015].

Die Randqualität wurde an fünf verschiedenen Lokalisationen bewertet. Die Auswertung erfolgte an zwei schmelzangrenzenden Bereichen jeweils vestibulär (Lage 1 und 2) und palatinal (Lage 4 und 5) in horizontaler bzw. vertikaler Ebene und an einer dentinbegrenzten Randlage approximal (Lage 3). In Vorbereitung auf die nachfolgende Präzisionsabformung der Kronen mit den Markierungen wurden die Zähne mit einem Occlubrush-Polierbürstchen (Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co., Lemgo, Deutschland) und dem Spray-Vit-Aufsatz versäubert und getrocknet. Aus einem knetbarem A-Silikon (Silagum putty, DMG) wurden individuelle Formen für die Abdrucknahme hergestellt. Hierfür diente ein PVC-Schlauch (transparent, Bauhaus) mit einem Durchmesser von 19 mm, einer Wandstärke von 2 mm und einer Höhe von 20 mm als Hilfsmittel zur Formgebung. Das knetbare Silikon wurde nach Herstellerangaben vermischt und in die PVC-Formen adaptiert. Nach Aushärtung des Silikons wurde ein zentraler Hohlraum in die Silikonmasse mit einer Hartmetallfräse (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) präpariert und derart erweitert, dass um die Kronen der Zähne ein gleichmäßiger Raum für das dünnfließende Abformmaterial entstand (Abb. 9 A). Honigum light wurde auf den Zahn appliziert und dünn verblasen. Zeitgleich wurden die präparierten Silikonformen mit

Honigum light aufgefüllt (Abb. 9 B). Die Zähne wurden reponiert und in Position gehalten (Abb. 9 C).

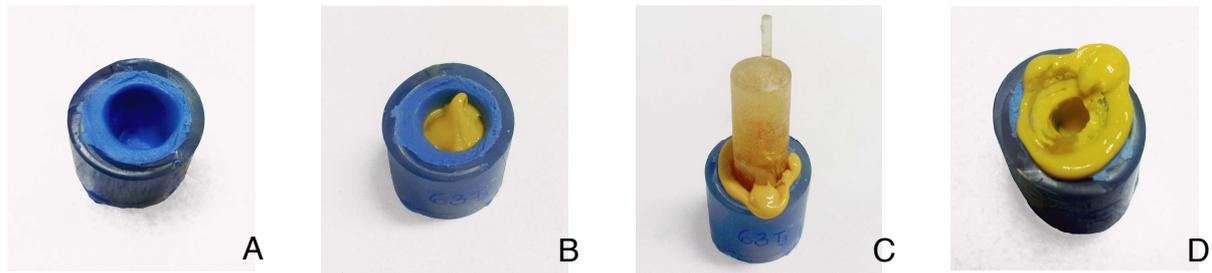


Abb. 9 Präparierter Hohlraum (A) zur Aufnahme dünnfließenden Silikons (B) und der aufgebauten Zahnkrone (C). Fertiggestellte Präzisionsabformung zur Herstellung der Replika (D).

Nach der Aushärtung wurden die Abformungen visuell inspiziert und auf Vollständigkeit der klinischen Krone, die Markierungen und das Vorhandensein einer gleichmäßigen Schichtstärke des dünnfließenden Silikons kontrolliert. Die PVC-Abschnitte wurden mit dem Zeitpunkt T1 und der Probennummer beschriftet und für 24 Stunden dunkel gelagert. Im nachfolgenden Schritt wurde das Epoxidharz (Stycast 1266; Emerson & Cuming, Westerlo, Belgien) nach Herstellerangaben angemischt, 15 Minuten in einem Drucktopf belassen und anschließend in einem Ofen bei 45 °C für 15 Minuten gelagert. Es folgte das blasenfreie Einfüllen der Epoxidharzmasse in die mit Alkohol entfetteten und gesäuberten Abformungen auf einem Rüttler (Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland). Auf jedes Replikat wurde anschließend ein Objektträger auf die noch flüssige Masse gesetzt, welches der späteren Positionierung der Proben im REM diente. Eine vollständige Aushärtung der Masse wurde nach 24 Stunden erreicht. Die Replika wurden den Formen entnommen und von groben Überschüssen befreit. Im Anschluss wurde das Replikat in einer Sputteranlage (Sputter Coaster SCD 030; Detax, Ettlingen, Deutschland) unter einem Druck von 0,05 bar und einer Stromstärke von 40 mA mit Gold beschichtet. Es resultierte eine terminale Goldbeschichtung von 20 nm. Für die weiteren Untersuchungsschritte wurden die besputterten Replika staubfrei aufbewahrt.

5.2.6 Simulation der Probenalterung

5.2.6.1 Kausimulation

Die eingebetteten Zähne wurden in einem Winkel von 135 ° zur Zahnachse in dem Kausimulator (Thermozyklischer Kausimulator; Technische Abteilung der Firma 3M ESPE; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) adaptiert. Eine Belastung erfolgte 2 bis 3 mm unterhalb der Schneide von palatinal auf Kontakt. Der Antagonist war eine 6 mm große Steatit-Kugel. Es wurden 1,2 Mio. Kauzyklen simuliert mit einem Kaudruck von 50 ± 2 N und einer Belastungsfrequenz von 1,7 Hz. Zeitgleich erfolgte ein Thermocycling in destilliertem Wasser mit 5000 Zyklen unter wechselnden Temperaturen zwischen 5 und 55 °C und einer Badstandzeit von 70 Sekunden.

5.2.6.2 Zweite und dritte Replikaherstellung

Nach artifizierter Alterung der Proben im Kausimulator sowie nach 6 Wochen feuchter Lagerung derselben Proben im Brutschrank bei 37 °C wurden erneut Präzisionsabformungen genommen und Replika hergestellt. Eine Beschriftung erfolgte mit dem Zeitpunkt T2 unmittelbar nach Kausimulation bzw. T3 nach 6-wöchiger Lagerung und der zugehörigen Probennummer.

5.2.7 Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Die besputterten Proben wurden auf dem Objektträgerhalter fixiert und in die Vakuumkammer des REM (Cam Scan Maxim 2040; Cam Scan Maxim Elektron Optics, Cambridge, England) in einem Winkel von 45 ° eingebracht. Nach Aufbau eines Niedrigvakuums ($1,2 \times 10^{-4}$ bar) wurden die Füllungsänder entlang der Markierungen in Segmenten abgefahren und bewertet. Die Grundlage hierfür bildete ein von Blunck (1987) aufgestellter Kriterienkatalog, welcher die Qualität des Füllungsrandes benotet. Die Begutachtung erfolgte bei 200-facher Vergrößerung und 10 kV Spannung. Mit Hilfe des Programmes Win Mes (Version 2.3, 1994 Stefan Küppers, Med. Softwarelösungen, Erlangen) wurden die Randabschnitte einer Randqualität zugeordnet. Statistisch verwertet wurde der Anteil an perfektem Rand (Note 1) in % zur Gesamtrandlänge. Um reproduzierbare Beurteilungen zu gewährleisten, erfolgte vor der Randanalyse eine Kalibrierung bezüglich der in Tab. IV aufgelisteten Kriterien.

| Randqualität | Definition |
|------------------------------------|---|
| Randqualität 1 „perfekter Rand“ | Rand nicht oder kaum erkennbar kein Randspalt keine Randunregelmäßigkeiten |
| Randqualität 2 | Rand erkennbar kein Randspalt geringe Randunregelmäßigkeiten |
| Randqualität 3 | kein Randspalt massive Randunregelmäßigkeiten Mulde, aufgewölbter Rand |
| Randqualität 4 „Haarriss“ | Randspalt erkennbar bis $2 \mu\text{m}$ keine Randunregelmäßigkeiten |
| Randqualität 5 | Randspalt deutlich erkennbar Randspalt unter $5 \mu\text{m}$ keine bis geringe Randunregelmäßigkeiten |
| Randqualität 6 | Randspalt $> 5 \mu\text{m}$ massive Randunregelmäßigkeiten |

Der Begriff Randunregelmäßigkeiten umfasst:

Porositäten, Aufwölbungen und Quellungen des Füllungsmaterials.

Tab. IV Definition der Randqualität zur Beurteilung im REM [Blunck 1987]

5.2.8 Bruchlastversuche

Für den Bruchlastversuch wurden die eingebetteten Proben aus den Zylinderhülsen durch einen am Zylinderboden eingeführten Stempel gelöst. Anschließend wurde die äußere Oberfläche der Einbettmasse mit Monomer (Technovit 4004) benetzt und erneut mit Hilfe eines Laborstativs in eine neue Einbettform überführt. Formgebend war ein Teflonblock mit einer zentralen Aussparung von 25 x 25 x 30 mm. Die terminale Aushärtung erfolgte auch hier in einem kalten Wasserbad. Mit Hilfe eines eingeführten Stempels auf der Unterseite des Teflonblocks wurden die Proben aus den Formen gelöst und erneut in Aqua dest. für den folgenden Bruchversuch zwischengelagert.

Die neue Probenform diente der Installation der Probenzähne in der computergestützten Zwick-Universalprüfmaschine (Modell Z010/TN2A, Firma Roell). Für den Versuchsaufbau wurde eine Messdose (2,5 kN) verwendet. Die Fixierung der Probenkörper erfolgte in eine festschraubbare schiefe Ebene, in denen die Kunststoffblöcke mit einer Klemmschraube fixiert wurden. Die Belastung erfolgte im oberen Schneidendrittel in einem Winkel von 135 ° zur Zahnachse von palatinal. Der Antagonist war eine 5 mm große Stahlkugel. Die Proben wurden mit einer linearen Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min bis zum Bruch belastet. Die Kraftabschaltschwelle wurde auf 10 % der Maximalkraft (F_{max}) festgesetzt. Das Frakturmuster, die maximal erreichte Belastungskraft sowie die maximale Auslenkung wurden festgehalten.



Abb. 10 Versuchsaufbau zur Bestimmung der Bruchlast. Die Belastung des oberen Schneidendrittels von palatinal erfolgte ausschließlich auf dem Aufbaumaterial.

Fünf Frakturmuster können visuell unterschieden werden:

- I. Vollständige adhäsive Fraktur an der Verbundfläche
- II. Adhäsive Fraktur an der Verbundfläche sowie kohäsive Fraktur innerhalb des Aufbaumaterials palatinal
- III. Adhäsive Fraktur an der Verbundfläche sowie kohäsive Fraktur innerhalb des Aufbaumaterials vestibulär
- IV. Frakturen innerhalb der verbliebenen klinischen Krone
- V. Horizontale Wurzelfraktur

5.2.9 Werkstoffkundliche Untersuchung der verwendeten Aufbaumaterialien

5.2.9.1 Herstellung der Probenkörper

Grundlage für die folgenden Versuchsaufbauten bildete die ISO-Norm 4049. Für die Herstellung der Prüfkörper der lichthärtenden Materialien wurde die Leistungsstärke der eingesetzten Polymerisationslampe (Spectrum 800, Dentsply deTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) zu Beginn der Herstellung sowie nach jedem zwanzigsten Prüfkörper gemessen (bluephase meter, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) und dokumentiert. Jede Messung wurde zehnmal durchgeführt. Der Mittelwert sowie die Standardabweichung wurden berechnet. Der gemessene Leistungsabfall durfte nicht größer als 10 % sein.

5.2.9.2 Biegefestigkeit und E-Modul

Für den Versuchsaufbau wurden Probenkörper mit den Abmaßen $25 \pm 2 \times 2 \pm 0,1 \times 2 \pm 0,1$ mm hergestellt. Die Formen zur Herstellung der Proben wurden für jeden Vorgang gereinigt und isoliert (Silikonspray, ORBIS Dental GmbH, Münster, Deutschland). Das Material wurde nach Herstellerangaben blasenfrei in die Form appliziert und vor dem Aushärtungsvorgang mit Hilfe einer aufgelegten Polyethylenfolie unter Handdruck verdichtet und abgedeckt. Die Aushärtung erfolgte in fünf 40-sekündigen Schritten von jeder Seite (insgesamt 400 Sekunden). Ein halber Durchmesser des Lichtleiters überlappte sich jeweils bei jedem Aushärtungsvorgang.

Nach 24-stündiger Lagerung in Aqua dest. bei 37 °C erfolgte ein 3-Punkt-Biegeversuch (Abb. 11). Zur Durchführung der Versuche diente eine computergestützte Universal-Prüfmaschine (Model 106.L, Test GmbH, Erkrath, Germany). Die Prüfgeschwindigkeit

wurde auf 0,75 mm/min eingestellt, die 2 mm breiten Auflageflächen befanden sich in einem Abstand von 20 mm. Die Längenänderung sowie die maximale Belastungskraft bis zum Versagen wurden aufgezeichnet und in eine Excel-Tabelle überführt.

Folgende Formeln wurden für die Auswertung verwendet:

Biegefestigkeit:

$$\sigma = \frac{3 \times F \times L}{2 \times b \times h^2}$$

E-Modul:

$$E = \frac{L^3}{4 \times b \times h^3} \times \frac{F}{Y}$$

F = Kraftmaximum (in N)

L = Distanz der Auflageflächen (in mm)

b = Breite der Probenkörper (in mm)

h = Länge der Probenkörper (in mm)

$\frac{F}{Y}$ = Steigung im Bereich des linearen Anstiegs in der Spannungs-Dehnungs-Kurve

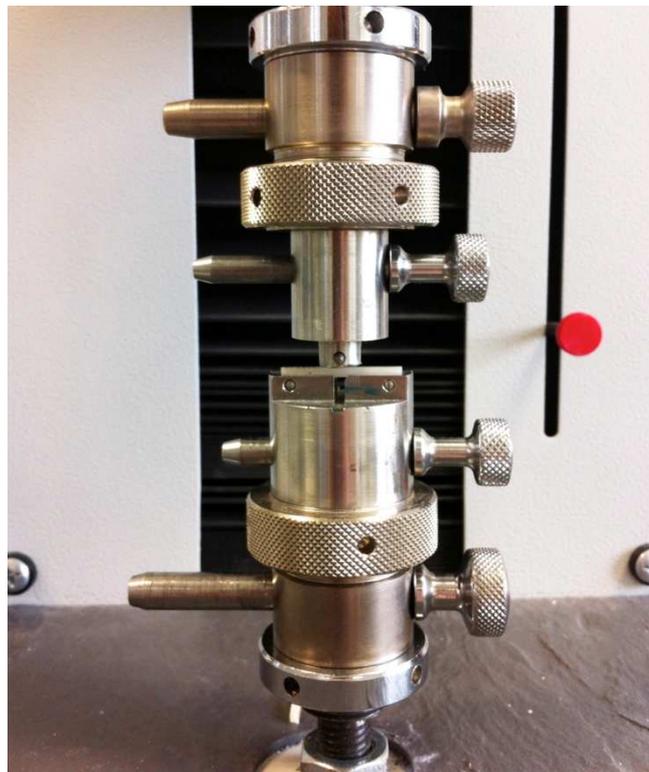


Abb. 11 Versuchsaufbau für den 3-Punkt-Biegeversuch.

5.2.9.3 Polymerisationsschrumpfung

Zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung der verwendeten Materialien wurden die Materialdichten vor (D_{un}) und nach der Polymerisation (D_1) miteinander verglichen. Die Dichteberechnung erfolgte nach dem archimedischen Prinzip. Nach diesem Prinzip ist die Auftriebskraft eines Körpers in einem Medium genauso groß wie die Gewichtskraft

des vom Körper verdrängten Mediums. Das Probenmaterial wurde hierfür in Luft (A) und Wasser (B) mit einer Analysewaage gewogen (Mettler Toledo XS Waage, Mettler Toledo GmbH, Greifensee, Schweiz). Die Dichte errechnete sich in g/cm^3 nach folgender

Formel:
$$D = \frac{A}{A - B} \times (D_0 - D_L) + D_L$$

D = Dichte der Probe

A = Gewicht der Probe in Luft

B = Gewicht der Probe in Wasser

D_0 = Dichte des Wassers (Aqua dest.) zu der während der Messung bestimmten
Temperatur in °C

D_L = Dichte der Luft ($0,0012 \text{ g/cm}^3$)

Ein interner temperaturabhängiger Korrekturfaktor (0,99985) wurde zum Ausgleich luftgetriebener Nebenkräfte der Messapparatur angewendet.

Von jedem Material wurde auf einer $2 \times 2 \text{ cm}$ großen Polyurethanfolie (Dicke: 0,05 mm) eine in etwa 0,1 g schwere unpolymersierte Probe blasenfrei appliziert und mit einer weiteren Folie abgedeckt. Die Folien wurden vor der Dichtebestimmung separat in Luft und Wasser gewogen. Der Wiegevorgang erfolgte zügig (weniger als 10 Sekunden), sodass die Möglichkeit einer Wasseraufnahme vernachlässigt werden konnte. Es wurde darauf geachtet, dass die Proben vollständig mit Wasser bedeckt waren, ohne dass Luftansammlungen oder –einschlüsse auftreten konnten. Das Gewicht der Proben wurde bestimmt durch die Subtraktion der Folienmasse vom Gesamtgewicht. Im Anschluss wurde die Dichte des unpolymersierten Materials (D_{un}) durch den Computer mit der vorgenannten Formel ermittelt.

Im Folgenden wurden zehn Probenscheiben mit einem Durchmesser von $10 \pm 0,1 \text{ mm}$ und einer Dicke von $1 \pm 0,1 \text{ mm}$ von jedem Material vorbereitet und von jeder Seite 40 Sekunden ausgehärtet. Vor dem Härtevorgang wurde der Probenform eine Polyethylenfolie aufgelegt und das Material unter 3 bar Druck (Handpresse Hydrofix®; BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland) verdichtet. Die Probenkörper wurden nach 15-minütiger dunkler und trockener Lagerung mit einem digitalen Messschieber an drei Punkten vermessen: Die Breite der Scheiben durch Vermessen zweier senkrecht zueinander liegender Diameter sowie die Dicke der Scheiben wurden erfasst und auf Einhalten der vorgegebenen Maße kontrolliert.

Anschließend wurden das Gewicht in Luft und in Wasser sowie die Dichte (D_1) nach dem vorgenannten Verfahren bestimmt.

Die Polymerisationsschrumpfung wurde anhand der Werte des unpolymersierten (D_{un}) bzw. polymerisierten Materials (D_1) evaluiert:
$$\Delta V = \left(\frac{1}{D_1} - \frac{1}{D_{un}} \right) \times \frac{1}{D_{un}} \times 100$$

5.2.9.4 Hygroskopische Expansion und Wasseraufnahme

Die Probenscheiben zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung wurden nach erfolgter Messung für 30 Tage in Wasser bei 37 ± 1 °C in Dunkelheit gelagert.

Das Gewicht (m_2) und die Dichte (D_2) wurden wiederum bestimmt und das jeweilige Volumen errechnet nach:
$$V_2 = \frac{m_2}{D_2}$$

Die hygroskopische Expansion ΔV errechnete sich aus der Subtraktion des Volumens V_2 von dem gerade auspolymerisiertem Volumen (V_1). V_1 konnte aus den Untersuchungen zur Polymerisationsschrumpfung aus dem Gewicht der polymerisierten Scheiben an Luft ($m_1 \triangleq A$) ermittelt werden. Die hygroskopische Expansion wird in % angegeben.

Die Wasseraufnahme W_{sp} errechnete sich aus:
$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_1}{V}$$

Vor jeder Messung wurden die Proben in einem Wasserbad für 10 Minuten auf Raumtemperatur gebracht und anschließend sorgfältig mit einem Zellstoffpad getrocknet.

5.2.9.5 Aushärtungstiefe

Die zu untersuchenden dualhärtenden Materialien wurden in eine weiße Polyoxymethylenform mit einer Länge von 15 ± 1 mm und einem Durchmesser von $4 \pm 0,1$ mm gefüllt. Die Proben wurden für 40 Sekunden von einer Seite ausgehärtet und sofort aus der Form gelöst. Der unpolymersierte Abschnitt wurde mit einem Kunststoffinstrument entfernt und die Länge des verbliebenen ausgehärteten Materials mit einer elektronischen Schiebelehre vermessen (Special Caliper, MIB Messzeuge GmbH, Sprengenberg, Germany; Genauigkeit von 0,02 mm).

5.3 Statistische Grundlagen

Die statistische Analyse wurde mit dem Programm SPSS 21 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) und Microsoft Excel für Mac 2011 (Microsoft Direkt, Verl, Germany) durchgeführt. Die statistische Auswertung der Bruchlastuntersuchung sowie der quantitativen Randanalyse erfolgten durch einfaktorielle Varianzanalyse. Die Zielgrößen waren maximale Bruchlast in N sowie Anteil an perfektem Rand in % nach thermomechanischer Belastung und Lagerung. Im Anschluss folgte der Vergleich der Gruppen mittels Post-hoc-Test nach Tukey (Bruchlast), Chi-Quadrat (Bruchmodi) oder nichtparametrischem Permutationstest (Randanalyse). Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % ($p < 0,05$) festgelegt. Für die Randauswertung erfolgte zusätzlich eine Bonferroni-Korrektur des Signifikanzniveaus.

Die Auswertung der werkstoffkundlichen Parameter von Biegefestigkeit, E-Modul, Wasseraufnahme und hygroskopischer Expansion sowie Aushärtungstiefe erfolgten zunächst nach Mittelwerten und deren Standardabweichungen. Im Anschluss wurden die Daten mit dem Kolmogoroff-Smirnoff-Test auf ihre Normalverteilung hin untersucht. Die Stichproben erwiesen sich als normal verteilt. Es folgte die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Anhand des Post-hoc-Tests nach Scheffé konnten die Mittelwerte in den Gruppen weiter miteinander verglichen werden. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % ($p < 0,05$) festgelegt.

6 Ergebnisse

6.1 Ergebnisse der Bruchlastversuche

Die Bruchlastversuche wurden nach erfolgreicher Kausimulation und thermischer Wechsellast aller 40 Proben durchgeführt. Ein Versagen durch Retentionsverlust wurde nach Inspektion der Proben ausgeschlossen.

Für die erste Auswertung wurden die Mittelwerte sowie die Standardabweichung der maximalen Bruchlastwerte bestimmt (Tab. V). Eine maximale Auslenkung der Zahnkrone bis zu 2,9 mm wurde durch die elastische Fixierung der Proben akzeptiert [Median 1,8 mm \pm 0,5].

Es folgte die Dokumentation und Auswertung der entstandenen Bruchmodi (Tab. VII, Abb. 12). Die Versagenstypen wurden in fünf Kategorien zusammengefasst. Eine Fraktur des Stiftes wurde nicht beobachtet.

| Aufbaumaterial | N | Mittelwert (Standardabweichung) |
|-----------------------|----------|--|
| LuxaCore | 10 | 226 (80) |
| SF Cem HMV | 10 | 205 (115) |
| Clearfil | 10 | 481 (158) |
| SF Cem Automix | 10 | 197 (134) |

Tab. V Mittelwerte und Standardabweichung der Bruchlastwerte (in N) gruppiert nach dem verwendeten Aufbaumaterial.

6.1.1 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Bruchfestigkeit

Die einfaktorielle Varianzanalyse ergab, dass die Bruchfestigkeit des Stiftaufbaus hoch signifikant vom Befestigungsmaterial beeinflusst wurde ($p < 0,0005$; ANOVA). Clearfil zeigte höhere Bruchlastwerte als die anderen Aufbaumaterialien ($p < 0,0005$), die sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

| Aufbaumaterial | N | Bruchlast |
|-----------------------|----------|------------------|
| SF Cem Automix | 10 | 197 ¹ |
| SF Cem HMV | 10 | 205 ¹ |
| LuxaCore | 10 | 226 ¹ |
| Clearfil | 10 | 481 ² |

Tab. VI Darstellung der Mittelwerte der Bruchlast (in N). Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind durch die gleiche hochgestellte Ziffer gekennzeichnet ($p < 0,05$; Tukey-HSD).

6.1.2 Einfluss des Aufbaumaterials auf den Bruchmodus

Die Auswertung der Bruchmodi ergab signifikante Unterschiede zwischen den Materialien. Clearfil zeigte signifikant häufiger das Auftreten von Kronen- und Wurzelfrakturen ($p < 0,0005$; Chi-Quadrat-Test). Der Versagensmodus der anderen Materialien zeigte sich meist adhäsiv oder gemischt adhäsiv-kohäsiv zwischen Zahn und Befestigungskomposit. Eine Übersicht der Ergebnisse geben nachfolgend Tab. VII und Abb. 12.

| Aufbaumaterial | | Bruchmodus | | | | |
|----------------|---|--------------------|-------------------------------------|-----|---------------|---------------|
| | | I | II | III | IV | V |
| | | Adhäsives Versagen | Gemischt adhäsiv-kohäsives Versagen | | Kronenfraktur | Wurzelfraktur |
| LuxaCore | N | 6 | 4 | | 0 | 0 |
| SF Cem HMV | N | 3 | 7 | | 0 | 0 |
| Clearfil | N | 0 | 0 | | 6 | 4 |
| SF Cem Automix | N | 5 | 5 | | 0 | 0 |

Tab. VII Anzahl aufgetretener Frakturmuster aufgeschlüsselt nach Aufbaumaterial.

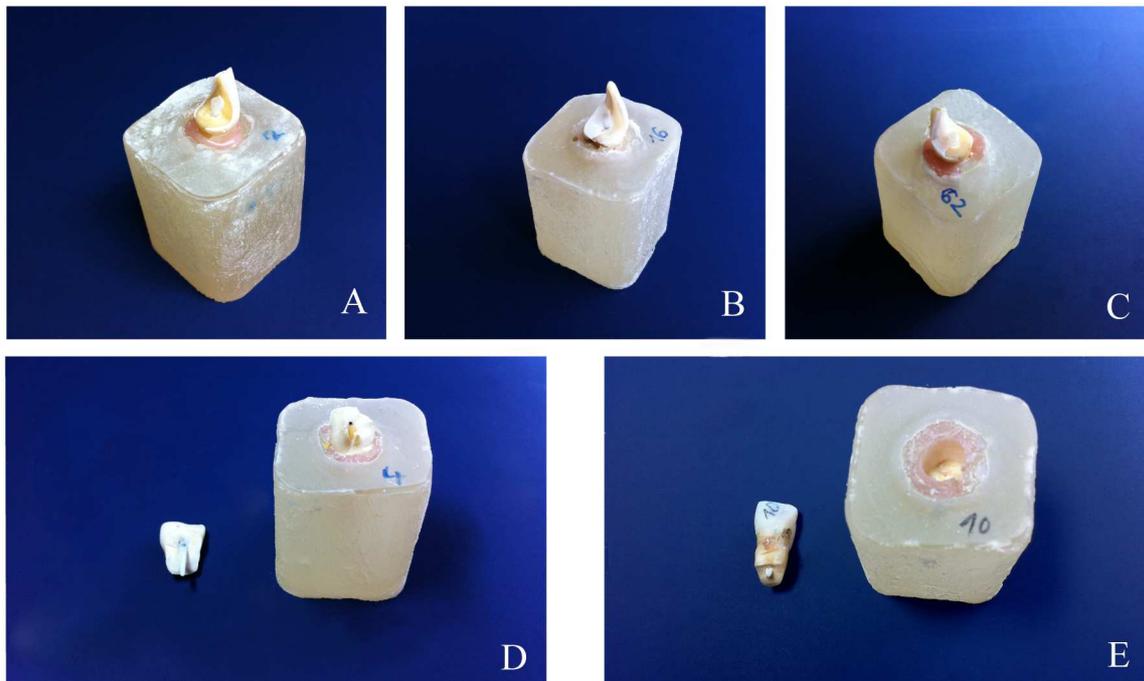
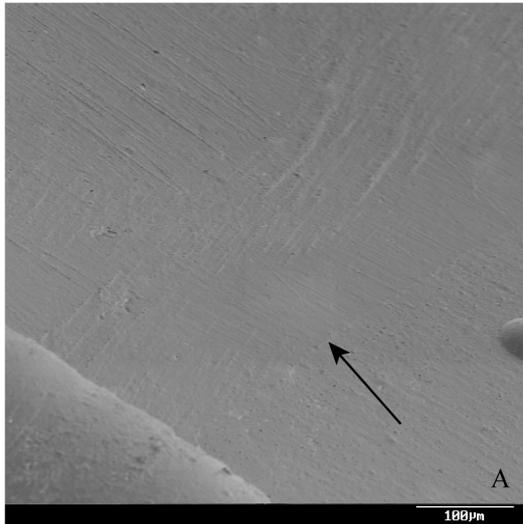


Abb. 12 Exemplarische Darstellung der aufgetretenen Bruchmodi:
 (A) Vollständige adhäsive Fraktur an der Verbundfläche
 (B/C) Adhäsive Fraktur an der Verbundfläche sowie kohäsive Fraktur innerhalb des Aufbaumaterials palatinal und vestibulär
 (D) Frakturen innerhalb der verbliebenen klinischen Krone
 (E) Horizontale Wurzelfraktur

6.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse im REM

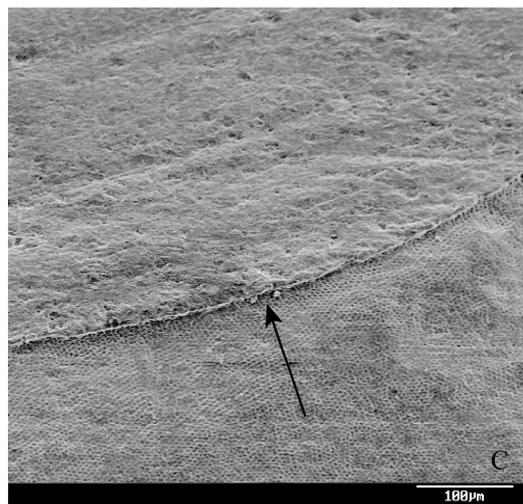
Die quantitative Auswertung der Randqualitäten erfolgte nach dem von Roulet und Blunck (1987) beschriebenen Verfahren. Die Darstellungen in Abb. 13 A bis F sind beispielhaft für die Bewertungskriterien zur Beurteilung der einzelnen Randqualitäten unter dem Rasterelektronenmikroskop.



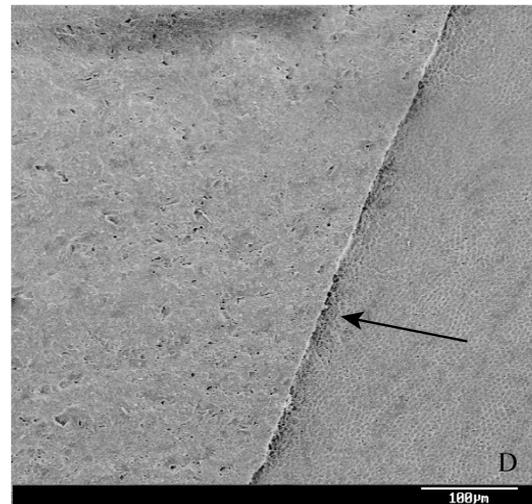
Exemplarische Darstellung der Randqualität 1 (SF Cem HMV) – Der Rand ist nicht sichtbar bis kaum erkennbar.



Randqualität 2 (SF Cem HMV) – Rand erkennbar, ohne Aufwölbung oder Spaltbildung.

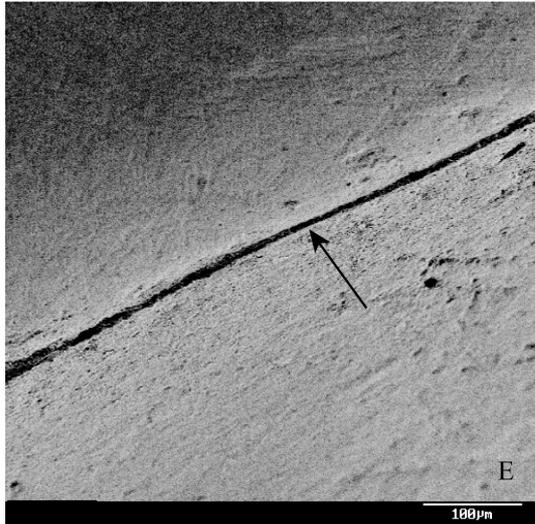


Randqualität 3 (Clearfil) – Massive Randunregelmäßigkeit, aufgewölbter Rand.

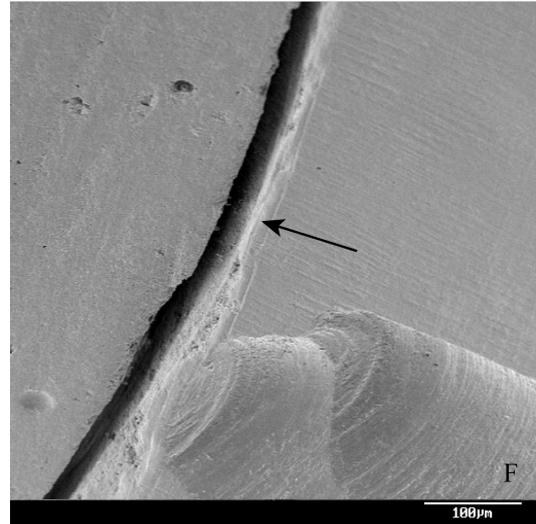


Randqualität 4 (Clearfil) – Randspalt bis 2 µm.

Abb. 13 A–D Bewertungskriterien zur Beurteilung der einzelnen Randqualitäten; Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme mit 200-facher Vergrößerung.



Randqualität 5 (Luxacore) –
Randspalt unter 5 µm



Randqualität 6 (SF Cem HMV) –
Randspalt > 5 µm

Abb. 13E-F Bewertungskriterien zur Beurteilung der einzelnen Randqualitäten; Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme mit 200-facher Vergrößerung.

Die Randqualitäten jedes Probenzahnes wurden zu drei Zeiten begutachtet und analysiert. Die Präzisionsabformungen wurden zu den Zeitpunkten TM 1 bis 3 genommen:

TM 1: direkt im Anschluss an die Probenherstellung

TM 2: nach artifizierlicher Alterung im Kausimulator mit Temperaturwechselbelastung

TM 3: nach 6-wöchiger feuchter und dunkler Lagerung bei 37 °C

Insgesamt wurden 120 Replikas hergestellt. Für jedes Replikat wurden fünf Randbereiche begutachtet, aus denen 600 Datensätze für die statistische Randanalyse hervorgingen.

Die Randlage 3 war gegenüber den anderen Rändern rein dentinbegrenzt. Die Randlagen 2 und 4 wiesen einen horizontalen Verlauf innerhalb der klinischen Krone auf, wohingegen die Randlagen 1 und 5 vertikal verliefen.

Die Randqualitäten 1 bis 7 wurden für die Auswertung weiter unterteilt. Die Qualitäten 1 und 2 wurden als kontinuierlicher Rand zur „Note 1“ zusammengefasst. Die Qualitäten 4, 5 und 6 bilden die Gruppe „Spalt“. Die folgende grafische Darstellung gibt die Häufigkeit der „Note 1“ aufgeschlüsselt nach Material zu den drei Zeitpunkten TM wieder (Abb. 14).

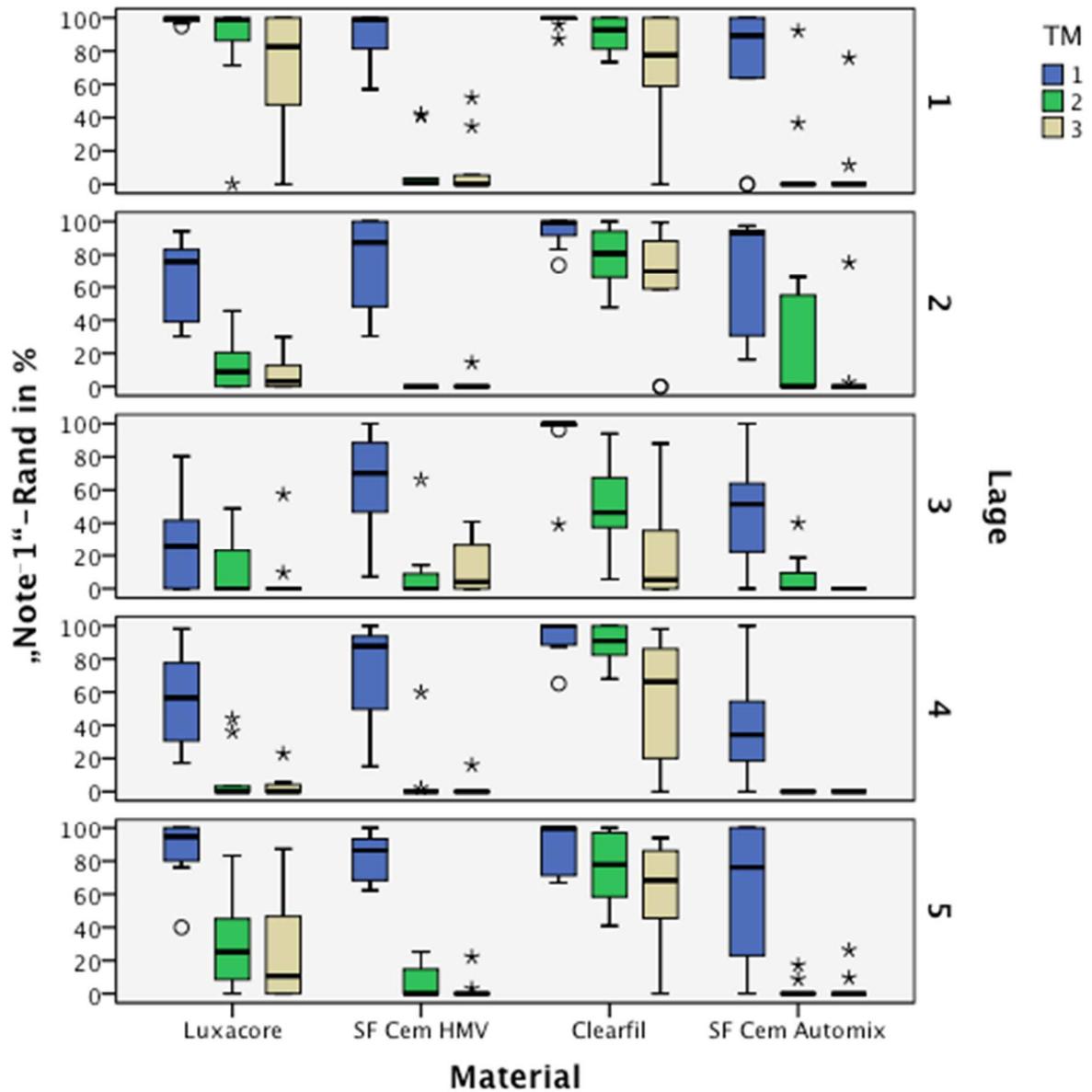


Abb. 14 Anteil der Randqualität „Note 1“ in % von der Gesamtrandlänge (Ordinate) aufgeschlüsselt nach Material (Abszisse), Zeitpunkt (TM 1 bis TM 3) und Randlage. Jeder Boxplot ist einem Zeitpunkt zugeordnet. Die Lagen 1 bis 5 sind beschrieben durch die aufeinandergelegten Diagramme. Messwerte, die mehr als das 1,5-Fache der Höhe der Box unter dem 25%-Perzentil oder über dem 75%-Perzentil liegen, sind als Extremwert separat mit einem *^o markiert.

6.2.1 Vergleich der Randqualität zwischen den Materialien

Mit Hilfe des nichtparametrischen Permutationstests wurden die Materialien hinsichtlich ihres prozentualen Anteils an „Note-1“-Rand verglichen. Randbereiche im Schmelz und Dentin wurden jeweils separat zu allen drei Zeitpunkten betrachtet. Die Ergebnisse der Gruppen sind in Tab. VIII dargestellt [Median (1.Quartil/3.Quartil)]. Tab. IX gibt einen Überblick über das prozentuale Auftreten der Randqualität „Spalt“ (Median) zu allen drei Zeitpunkten in schmelzbegrenzter und dentinbegrenzter Lage.

Schmelzbegrenzte Randlagen

Der Anteil perfekten Randes innerhalb der schmelzbegrenzten Randlagen (Abb. 14; Lagen 1, 2, 4 und 5) wurde signifikant vom Aufbaumaterial beeinflusst (nach Bonferroni-Korrektur mit $p < 0,0083$; Permutationstest). Clearfil wies zu allen drei Zeiten den größten Anteil an „Note-1“-Rand auf ($p < 0,0005$; Permutationstest).

Bei den selbstadhäsiven Befestigungskompositen SF Cem HMV [0,6 (0/5,9) %] und Automix [0 (0/7,6) %] fiel der Anteil an „Note-1“-Rand zum Zeitpunkt TM 3 auf nahezu 0 %. Sie verzeichneten bereits nach der Aufbauherstellung signifikant geringere Randqualitäten als Clearfil und LuxaCore (Tab. VIII). SF Cem HMV und Automix unterschieden sich ab dem Zeitpunkt TM 2 nicht mehr signifikant voneinander ($p > 0,0083$; Permutationstest).

Der prozentuale Anteil der Randqualität „Spalt“ vergrößerte sich mit dem Alterungsprozess der Proben. Clearfil (6,1 %) verzeichnete signifikant weniger Spaltbildungen zum Zeitpunkt TM 3 im Vergleich zu LuxaCore (56,6 %), SF Cem HMV (76 %) und Automix (90,1 %; Tab. IX).

Dentinbegrenzte Randlage

In Randlage 3 zum Zeitpunkt TM 3 war ein signifikanter Abfall des prozentualen Anteils perfekten Randes auch bei den Aufbaukompositen zu beobachten (Abb. 14). Clearfil [5,3 (0/41,2) %] und LuxaCore [0 (0/2,4) %] unterschieden sich nicht signifikant von den selbstadhäsiven Befestigungskompositen in dentinbegrenzter Randlage zum Zeitpunkt TM 3 ($p > 0,0083$; Permutationstest; Tab. VIII). Die Spaltbildung nahm bei den Aufbaukompositen Clearfil (20,3 %) und LuxaCore (64,4%) im Vergleich zu deren prozentualen Anteilen in schmelzbegrenzter Randlage zum Zeitpunkt TM 3 zu (Tab. IX).

| | TM | LuxaCore | SF Cem HMV | Clearfil | SF Cem Automix |
|--|----|-------------------------------|-------------------------------|------------------------------------|-------------------------------|
| Schmelz begrenzte Randlae | 1 | 75,9 (70,5/82,6) ^c | 87,1 (59,6/91,5) ^b | 97,9 (87,1/99,9) ^a | 67,4 (29,0/88,3) ^d |
| | 2 | 36,1 (27,4/45,1) ^b | 0,8 (0,0/8,0) ^c | 84,5 (79,6/88,6) ^a | 1,1 (0,0/18,1) ^c |
| | 3 | 30,0 (16,6/34,9) ^b | 0,6 (0,0/5,9) ^c | 63,4 (38,7/85,6) ^a | 0,0 (0,0/7,6) ^c |
| Dentin begrenzte Randlae | 1 | 25,9 (0,0/42,8) ^d | 70,2 (45,1/91,2) ^b | 100,0 (98,1/100,0) ^a | 51,4 (20,0/73,0) ^c |
| | 2 | 0,0 (0,0/27,7) ^b | 0,0 (0,0/10,2) ^b | 46,4 (32,9/71,5) ^a | 0,0 (0,0/11,8) ^b |
| | 3 | 0,0 (0,0/2,4) ^{a,b} | 4,1 (0,0/30,0) ^b | 5,3 (0,0/41,2) ^a | 0,0 (0,0/0,0) ^{a,b} |

Tab. VIII Auswertung des „Note-1“-Randes (in %) in Schmelz und Dentin nach Zeitpunkten (TM 1 bis 3). Dargestellt wird der Medianwert mit oberer und unterer Quartile [M (Q1/Q3)]. Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind durch höhergestellte Buchstaben markiert ($p < 0,0083$; Permutationstest; Bonferroni-Korrektur).

| | TM | LuxaCore | SF Cem HMV | Clearfil | SF Cem Automix |
|----------------|----|----------|------------|----------|----------------|
| Schmelz | 1 | 4,7 | 2,6 | 0 | 9,3 |
| | 2 | 41,2 | 76,6 | 1,5 | 70 |
| | 3 | 56,6 | 76 | 6,1 | 90,1 |
| Dentin | 1 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| | 2 | 24,4 | 42,2 | 1,9 | 79,6 |
| | 3 | 64,4 | 43,9 | 20,3 | 82,3 |

Tab. IX Auswertung der Randqualität „Spalt“ (in %) in Schmelz und Dentin nach Zeitpunkten. Dargestellt wird der Medianwert.

6.2.2 Vergleich zwischen den gewählten Zeitpunkten

Der Anteil perfekten Randes zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Zeitpunkten (einfaktorielle ANOVA; $p < 0.0083$; Post-hoc-Test nach Tukey mit Bonferroni-Korrektur; Abb. 14).

Vergleich TM 1/TM 2:

LuxaCore verzeichnete signifikant geringere Anteile perfekten Randes nach Kau-simulation in den Randlagen 2, 4 und 5 ($p < 0,0005$; Post-hoc-Test). Clearfil zeigte lediglich im Dentin (Randlage 3) einen signifikanten Abfall des „Note-1“-Randes nach der Kausimulation ($p < 0,0083$; Post-hoc-Test). SF Cem Automix sowie HMV wiesen in allen Randlagen einen signifikant niedrigeren Anteil „Note-1“-Randes direkt nach Kau-belastung auf ($p < 0,005$; Post-hoc-Test nach Tukey). Der prozentuale Anteil der selbst-adhäsiven Befestigungskomposite reduzierte sich in allen Randlagen auf nahezu 0 % (Tab. VIII, Abb. 14).

Vergleich TM 2/TM 3:

Die anschließende 6-wöchige feuchte Lagerung der Proben erbrachte keine signifikanten Unterschiede in den Gruppen LuxaCore, SF Cem Automix und HMV im Vergleich zum Zeitpunkt TM 2 (Abb. 14). Clearfil verzeichnete signifikant weniger „Note-1“-Abschnitte in Randlage 4 nach der 6-wöchigen Lagerung ($p = 0,008$; Tukey Post-Hoc-Test).

Vergleich TM 1/TM 3:

Ein signifikanter Abfall der prozentualen Anteile perfekten Randes zwischen den Zeitpunkten TM 1 und TM 3 (Abb. 14) präsentierte sich in allen Randlagen der selbst-adhäsiven Befestigungskomposite ($p < 0,001$; Post-hoc-Test), in den Randlagen 2, 4 und 5 des Aufbaukomposits LuxaCore ($p < 0,0005$; Post-hoc-Test nach Tukey) und in den Randlagen 2, 3 und 4 des Aufbaukomposits Clearfil ($p < 0,008$; Post-hoc-Test nach Tukey).

6.2.3 Vergleich zwischen den gewählten Randabschnitten

Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite SF Cem Automix und HVM zeigten keine Abhängigkeit der „Note-1“-Häufigkeit von der Lokalisation der Randlage ($p > 0,05$; einfaktorielle ANOVA).

LuxaCore

Signifikante Unterschiede in der „Note-1“-Häufigkeit im Vergleich der Randlagen zeigte LuxaCore zu allen drei Zeitpunkten (Abb. 14). Zum Zeitpunkt TM 2 und TM 3 verzeichnete die Randlage 1 signifikant mehr Abschnitte perfekten Randes als die Randlagen 2 bis 5 ($p < 0,0005$; Post-hoc-Test nach Tukey mit Bonferroni-Korrektur). Zum Zeitpunkt TM 1 war der Anteil perfekten Randes signifikant kleiner in Randlage 3 im Vergleich zu den Randlagen 1, 2 und 5 sowie signifikant kleiner in Randlage 4 im Vergleich zu Randlage 1 ($p < 0,004$; Post-hoc-Test nach Tukey). Die Randlagen 3 und 4 unterschieden sich nicht signifikant zu TM 1 ($p = 0,001$; Post-hoc-Test nach Tukey).

Clearfil

Clearfil zeigte keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Randlagen (Abb. 14) vor der Kausimulation ($p > 0,05$; Post-hoc-Test nach Tukey). Nach thermomechanischer Wechsellast verzeichnete Randlage 3 signifikant geringere Anteile perfekten Randes als die Randlagen 1 und 4 ($p < 0,0005$; Post-hoc-Test nach Tukey mit Bonferroni-Korrektur). Zum Zeitpunkt TM 3 waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Randlagen präsent ($p > 0,05$; Post-hoc-Test nach Tukey).

6.3 Ergebnisse der physikalischen Materialprüfung

Die Ergebnisse der physikalischen Materialprüfung sind in der folgenden Tabelle gelistet. Für die Auswertung der Daten wurde für jeden physikalischen Parameter eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit anschließendem Post-hoc-Test nach Scheffé durchgeführt, um Abweichungen zwischen den Materialgruppen aufzudecken. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt.

| Aufbau- material | E-Modul [GPa] | Biege- festigkeit [MPa] | Polymerisations- schrumpfung [Vol.-%] | Hygroskopische Expansion [Vol.-%] | Wasser- aufnahme [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$] |
|---------------------|--------------------------|-------------------------------|---|---|--|
| LuxaCore | 6,5 ^{1,2} (0,3) | 110,8 ² (10,5) | -1,4 ² (0,2) | 0,3 ¹ (0,3) | 20,5 ² (1,4) |
| SF Cem HMV | 6,8 ² (0,4) | 75,4 ¹ (7,6) | -1,4 ² (0,1) | 0,7 ^{1,2} (0,6) | 32,5 ³ (1,5) |
| Clearfil | 10,4 ³ (0,2) | 103,8 ² (9,0) | -0,3 ³ (0,1) | 0,3 ¹ (0,3) | 16,8 ¹ (0,8) |
| SF Cem Automix | 6,3 ¹ (0,3) | 71,9 ¹ (6,1) | -1,6 ¹ (0,1) | 0,9 ² (0,5) | 33,4 ³ (1,8) |

Tab. X Mittelwerte (und Standardabweichung) der physikalischen Materialprüfung für die verwendeten Aufbaumaterialien. Gleiche hochgestellte Ziffern in einer Spalte bedeuten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien.

6.3.1 E-Modul und Biegefestigkeit

Die einfaktorielle Varianzanalyse ergab einen statistisch hochsignifikanten Unterschied für die Größe des E-Moduls zwischen den getesteten Materialgruppen (ANOVA, $p < 0,0005$).

Der anschließende Post-hoc-Test nach Scheffé zeigte einen signifikant höheren E-Modul für Clearfil (10,4 GPa, $p < 0,05$) im Vergleich zu LuxaCore (6,5 GPa), SF Cem HMV (6,8 GPa) und Automix (6,3 GPa). Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen SF Cem Automix und LuxaCore ($p = 0,523$) bzw. SF Cem HMV und LuxaCore ($p = 0,141$).

SF Cem HMV und Automix unterschieden sich signifikant ($p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

Die Biegefestigkeit ergab sich in Abhängigkeit von der erreichten Maximalkraft im 3-Punkt-Biegeversuch. Die Varianzanalyse zeigte einen hochsignifikanten Unterschied zwischen den Materialgruppen ($p < 0,0005$; einfaktorielle ANOVA).

LuxaCore (110,8 MPa) und Clearfil (103,8 MPa) verzeichneten signifikant höhere Biegefestigkeiten als SF Cem HMV (75,4 MPa) und Automix (71,9 MPa; $p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

6.3.2 Polymerisationsschrumpfung

Zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung wurde der Mittelwert der Dichte der unpolymerisierten Materialien ($N=10$ pro Materialgruppe) in das Verhältnis zu der Dichte der polymerisierten Probenkörpern gesetzt.

Die Varianzanalyse zeigte eine hochsignifikante Abweichung der Schrumpfungswerte zwischen den Materialgruppen ($p < 0,0005$; einfaktorielle ANOVA).

Clearfil (-0,3 %) stellte sich im Post-hoc-Test nach Scheffé mit einer signifikant niedrigeren Schrumpfung dar ($p < 0,05$) im Vergleich zu den selbstadhäsiven Materialien SF Cem HMV (-1,4 %) und Automix (-1,6 %) sowie zu LuxaCore (-1,4 %; Tab. X). SF Cem HMV und LuxaCore unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p = 0,847$), wohingegen SF Cem Automix die signifikant größten Schrumpfungswerte zeigte ($p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

6.3.3 Hygroskopische Expansion und Wasseraufnahme

SF Cem Automix (0,9 Vol.-%) unterlag einer signifikant höheren hygroskopischen Expansion als die Gruppe der Aufbaukomposite ($p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé). Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen SF Cem HMV (0,7 Vol.-%) und Automix hinsichtlich der Größe der hygroskopischen Expansion ($p = 0,077$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

Die Wasseraufnahme unterschied sich hoch signifikant zwischen den Gruppen ($p < 0,0005$, einfaktorielle ANOVA). SF Cem Automix ($33,4 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) sowie HMV ($32,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) wiesen eine signifikant höhere Wasseraufnahme nach der 6-wöchigen Lagerung auf als die Aufbaukomposite Clearfil ($16,8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) und LuxaCore ($20,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$; $p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé). Clearfil nahm signifikant weniger Wasser auf als LuxaCore ($p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé). Werte des gleichen

Signifikanzniveaus sind in Tab. X ersichtlich. Zwischen den selbstadhäsiven Materialien gab es keinen signifikanten Unterschied ($p=0,58$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

6.3.4 Aushärtungstiefe

Die dualhärtenden Materialgruppen unterschieden sich hoch signifikant hinsichtlich ihrer Aushärtungstiefe ($p<0,0005$; einfaktorielle ANOVA; Tab. XI).

LuxaCore (8 mm) zeigte eine signifikant geringere Aushärtungstiefe nach 40-sekündiger Lichthärtung als die selbstadhäsiven Befestigungskomposite ($p<0,05$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

SF Cem Automix (12,8 mm) verzeichnete signifikant geringere Aushärtungstiefen als HMV (13,4 mm; $p=0,021$; Post-hoc-Test nach Scheffé).

| Aufbaumaterial | N | Aushärtungstiefe |
|----------------|----|-------------------------|
| LuxaCore | 10 | 8,0 ¹ (0,6) |
| SF Cem Automix | 10 | 12,8 ² (0,4) |
| SF Cem HMV | 10 | 13,4 ³ (0,4) |

Tab. XI Darstellung der Mittelwerte für die Aushärtungstiefen (in mm, mit Standardabweichung). Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind durch hochgestellte Ziffern gekennzeichnet ($p<0,05$; Scheffé).

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Methode

7.1.1 Auswahl der Probenzähne

Für die Durchführung der Studie wurden 40 humane, mittlere obere Schneidezähne ausgewählt. Die Selektion der Zähne erfolgte nach den in Kapitel 5.2.1 festgelegten Kriterien. Die Lagerung der Proben erfolgte *post extractionem* in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung. Sie diente der Desinfektion und Feuchthaltung der Proben bis zur Probenselektion. Die Hafteigenschaften der Zahnhartsubstanz werden nicht von diesem Lagerungsmedium beeinflusst [Mobarak *et al.* 2010]. Eine andere Studie konnte dagegen nachweisen, dass es zu einem signifikanten Haftverlust mit zunehmender Lagerungsdauer der Proben kommt [Beech *et al.* 1991]. Hinzu kommen individuelle altersabhängige Strukturunterschiede der ausgewählten Zähne, die zu differierenden Haftwerten innerhalb der Gruppen führen können. Mit zunehmendem Alterungsprozess lagert sich Sekundärdentin an den Kanalwänden ab. Zusätzlich nehmen die Tubulanzahl und deren Querschnitt bis hin zur vollständigen Sklerosierung ab [Schröder und Scherle 1988]. Die hypermineralisierte, teilweise säure-resistente Oberfläche sklerotischen Dentins erschwert die Wirksamkeit selbstätzender Adhäsivsysteme [Tay *et al.* 2000a], was zu geringeren Haftwerten zum Dentin führt [Yoshiyama *et al.* 1996]. Die Adhäsivsysteme bilden kürzere Resin Tags und dünnere Hybridschichten aus im Vergleich zur Anwendung am jungen Dentin [Prati *et al.* 1999]. Für Etch-and-rinse-Systeme wird zur Verbesserung des adhäsiven Verbundes eine längere Ätzzeit oder das Abtragen des sklerotischen Dentins empfohlen [Lopes *et al.* 2011]. Kariös veränderte Zahnhartsubstanzen zeigen ebenso geringere Haftwerte im Vergleich zu kariesfreien Strukturen [Wei *et al.* 2008]. Kleinere kariöse Läsionen wurden in der vorliegenden Untersuchung großzügig durch die Präparation entfernt oder die entsprechenden Zähne gleich zu Beginn von der Selektion ausgeschlossen. Während der Versuchsdurchführung wurden die Proben in wöchentlich erneuertem Aqua dest. aufbewahrt, um einer Austrocknung entgegenzuwirken. Die Beeinflussung der Zahnhartsubstanz durch dieses Lagerungsmedium wird als gering eingestuft [Lee *et al.* 2007].

7.1.2 Gruppenverteilung

Um annähernd gleiche Voraussetzungen hinsichtlich der Klebefläche zu schaffen, wurden die Zähne nach ihrer Wurzellänge selektiert ($13,7 \pm 2$ mm) und entsprechend der Größe ihres Schnittflächenproduktes auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze aufsteigend sortiert [Akkayan 2004, Al-Hazaimh und Gutteridge 2001]. Sie wurden dann alternierend auf die Gruppen zu je 10 Proben verteilt. Die Gruppenzuweisung erfolgte jeweils von 1 bzw. 4 beginnend, um den Mittelwert des Schnittflächenproduktes in jeder Gruppe annähernd identisch zu halten.

7.1.3 Endodontische Aufbereitung und Stiftbettpräparation

Für die Aufbereitung der Kanäle wurde ein standardisiertes Protokoll eingehalten, um möglichst vergleichbare Proben zu schaffen. Alle Kanäle wurden bis zur ISO-Größe 60 maschinell aufbereitet. Eine ausreichende apikale Reinigung kann ab dieser Größe sichergestellt werden [Kasahara *et al.* 1990]. Im Anschluss erfolgte die Beschickung der Kanäle mit einem eugenolfreien, epoxidharzbasierten Sealer (AH Plus) und Guttapercha. Auf diese Weise kann der teilweise in Studien belegte negative Effekt von Eugenol auf den Haftverbund adhäsiver Materialien [Altmann *et al.* 2015] ausgeschlossen werden. Die Kondensation erfolgte vertikal thermoplastisch mit dem BeeFill-Gerät, um den Vorgang der Wurzelfüllung zu vereinfachen. Das Abdichtungsvermögen der vertikal thermoplastischen Kondensation unterscheidet sich nicht signifikant von der klassischen lateralen Kondensationstechnik [Dadresanfar *et al.* 2010]. Die Ausschachtung und Präparation der Stiftbettkavität erfolgte streng nach Herstellerangaben des entsprechenden Stiftsystems. Eine ausreichende Wasserkühlung wirkte der Wärmeentwicklung entgegen, wie es unter In-vivo-Bedingungen gefordert wird [Hussey *et al.* 1997, Lipski *et al.* 2010].

Für das Studiendesign wurde eine weitgehende Zerstörung der klinischen Krone mit einer verbliebenen Kavitätenwand (von 2 mm Stärke) simuliert. Die Empfehlung für eine Stiftversorgung wird erst ab diesem Zerstörungsgrad ausgesprochen [Naumann 2003]. In den darunterliegenden Klassen wird der Stiftversorgung gegenüber einer rein adhäsiven Versorgung kein Vorteil zugesprochen [Heydecke *et al.* 2001, Sorensen und Martinoff 1984].

Während der Aufbereitung und Stiftbettpräparation wurde der Kanal mit NaOCl gespült. NaOCl ist neben seinen antimikrobiellen Eigenschaften in der Lage, verbliebenes organisches Gewebe aufzulösen und aus dem Kanal herauszuschwemmen [Haapasalo

et al. 2014]. Nach der Stiftbett- und Kavitätenpräparation erfolgte eine abschließende Spülung mit Aqua dest. zur Entfernung der verbliebenen NaOCl-Lösung aus der Stiftbettkavität. Dennoch kann in den Dentintubuli verbliebenes NaOCl den adhäsiven Haftverbund zum Wurzeldentin vermindern [Ari *et al.* 2003, Nikaido *et al.* 1999]. Durch seine stark oxidierenden Eigenschaften kann es zu Interaktionen mit den Befestigungsmaterialien kommen. Sowohl die Penetration der Monomere in die Tubuli als auch die Polymerisation innerhalb des demineralisierten Dentins können behindert werden [Erdemir *et al.* 2004, Mannocci *et al.* 1999b]. Ein Großteil der Studien begründet damit die reduzierte Haftung an NaOCl-vorbehandeltem Wurzeldentin [Morris *et al.* 2001, Ozturk und Ozer 2004]. Bei einer abschließenden Spülung mit Aqua dest. nach Nutzung einer 1%igen NaOCl-Spülung konnten in der Studie von Bitter *et al.* keine negativen Auswirkungen auf die Haftwerte im Kanal ausgemacht werden [Bitter *et al.* 2013].

7.1.4 Materialien

Stiftmaterial: Zur Herstellung der Stiftaufbauten wurde ein auf dem Dentalmarkt etablierter konfektionierter glasfaserverstärkter Kompositstift auf Epoxidharzbasis verwendet. Das zylindro-konische Design des Stiftes verspricht eine schonende apikale Präparation. Gleichzeitig bietet der zylindrische Kopf eine höhere Retention für den Stumpfaufbau.

Vor der Insertion wurden die Stifte mit 96%iger Alkohollösung entfettet. Eine weitere Vorbehandlung des Stiftes wurde nicht vorgenommen. Die vorherige Applikation einer Silanlösung auf die Stiftoberfläche wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Eine Silanisierung der Stiftoberfläche zeigte bei dem Großteil der Studien keinen relevanten Einfluss auf den Haftverbund zum Befestigungsmaterial [Bitter *et al.* 2007, Choi *et al.* 2010, Perdigao *et al.* 2006, Sahafi *et al.* 2004a, Wrbas *et al.* 2007]. Eine Vorbehandlung mittels Sandstrahlen wird ebenso kontrovers diskutiert. Eine klinisch signifikante Haftverbesserung konnte bei Anwendung von Aluminiumoxidpartikeln oder dem CoJet-System beobachtet werden [Balbosh und Kern 2006, Sahafi *et al.* 2004a, Sahafi *et al.* 2003]. Der Vorteil der Oberflächenvergrößerung und der damit verbundenen Haftverbesserung wird jedoch mit einer Beeinträchtigung der Stiftintegrität erkauft [Drummond *et al.* 1999] und die Passung des Faserstiftes im Stiftbett gefährdet [Sahafi *et al.* 2004b]. Die Anwendung wird aktuell nur für Zirkoniumoxidstifte empfohlen [Bitter *et al.* 2006c].

Beim Herstellungsvorgang des RelyX Fiber Posts wird eine mikroporöse Oberfläche

geschaffen, welche eine ausreichende Haftung zum Befestigungskomposit durch Ausbildung von Mikroretentionen sicherstellen soll. Ein zusätzlicher chemischer Verbund zum Befestigungskomposit durch freie funktionelle Gruppen der Stiftmatrix wäre wünschenswert [Ferrari 2004]. Durch den hohen Konversionsgrad und die Quervernetzung der Epoxidharzmatrix bieten sich jedoch nur limitiert Copolymerisationsmöglichkeiten [Goracci und Ferrari 2011, Monticelli *et al.* 2008a]. Die Ausbildung einer chemischen Interaktion zwischen Methacrylat-basierten Kompositen und der Faserstiftmatrix wird dadurch als gering eingestuft [Ferrari 2008].

Aufbau- und Befestigungsmaterial: Aufbaukomposite sollten eine dem Dentin ähnliche Biegefestigkeit aufweisen, um Kaukräften und insbesondere der Polymerisationschumpfung standzuhalten [Combe *et al.* 1999]. Gerade bei größeren Differenzen zum E-Modul der Zahnhartsubstanz kann es an der Grenzfläche zum Befestigungsmaterial während der Aushärtung sowie während thermischen oder mechanischen Belastungen zu Spannungen kommen [Watts 1994]. Jedoch sollen die Befestigungskomposite grundsätzlich den Raum zwischen Kanalwand und Faserstift auffüllen und eine effiziente Haftung zur Stiftoberfläche herstellen.

Für die Zementierung und Aufbauherstellung wurden drei Bis-GMA-basierte Mikrohybridkomposite mit unterschiedlicher Zusammensetzung und differierendem Aushärtungsmodus ausgewählt. Eines davon, das selbstadhäsive Befestigungskomposit SF Cem, wurde zusätzlich in zwei verschiedenen Applikationsformen getestet, um die Ergebnisse des manuellen Anmischens mit einer automatisierten Doppelkammerspritze zu vergleichen.

Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite wurden eingeführt, um den Aufwand der adhäsiven Befestigung definitiver Restaurationen zu vereinfachen. Der Wegfall der Vorconditionierung des Zahnes und der Umstand, dass lediglich eine Komponente für den Befestigungsvorgang benötigt wird, unterstützte die klinische Etablierung der selbstadhäsiven Befestigungskomposite bei der Befestigung verschiedener definitiver Restaurationen [Crisp *et al.* 2012, Fabbri *et al.* 2014, Taschner *et al.* 2012] und der Insertion von Wurzelstiften unterschiedlicher Materialien [Sterzenbach *et al.* 2012a]. Trotz der umfangreichen Nutzung selbstadhäsiver Materialien ist die Zahl der verfügbaren In-vivo- wie auch In-vitro-Studien noch limitiert [Weiser und Behr 2015].

Erste Untersuchungen über den Einsatz als Stumpfaufbaumaterial versprechen Belastungsmöglichkeiten, die mit konventionellen Aufbaukompositen vergleichbar sind [Naumann *et al.* 2010, Naumann *et al.* 2011]. Eine aktuelle In-vitro-Studie verzeichnete dagegen vermehrt Frakturen von Lithiumdisilikatkronen auf selbstadhäsiv aufgebauten Stümpfen [Sterzenbach *et al.* 2015]. Ein Aufquellen des Aufbaumaterials wird als Ursache für den Spannungsbruch der Krone vermutet. Die begrenzte Anzahl an Studien macht es bis heute noch nicht möglich, eine Aussage über die Eignung der selbstadhäsiven Befestigungskomposite als Aufbaumaterial zu treffen. Dieser Indikationsbereich für selbstadhäsive Befestigungskomposite soll Gegenstand der vorliegenden Untersuchung sein.

Eine zentrale Fragestellung behandelt die Fähigkeit der selbstadhäsiven Materialien, Wasser aufzunehmen. Verschiedene Studien konnten nach Thermocycling [Bitter *et al.* 2006b] und 24-stündiger Wasserlagerung [Sadek *et al.* 2006] größere Haftwerte im Wurzelzement verzeichnen. Vermutet wird eine hygroskopische Expansion der selbstadhäsiven Befestigungskomposite, die in den Push-out-Versuchen friktionsbedingt zu größeren Werten in der Verbundfestigkeit führte [Cury *et al.* 2006]. Studien zur Wasseraufnahme selbstadhäsiver Befestigungskomposite sind begrenzt verfügbar [Marghalani 2012, Nakamura *et al.* 2010, Park und Ferracane 2014]. In der Untersuchung von Park und Ferracane zeigten die selbstadhäsiven Befestigungskomposite eine höhere Wasseraufnahme und Löslichkeit im Vergleich zu den getesteten konventionellen Aufbaukompositen, die durch ihre Wasseraufnahme lediglich den initialen Schrumpfstress ausglich.

Das autopolymerisierende Hybridkomposit Clearfil Core wurde als Referenzmaterial für diese Untersuchung ausgewählt, da es bereits gute klinische Ergebnisse als Aufbaumaterial in einigen publizierten Studien demonstrierte [Bitter *et al.* 2009a, Sterzenbach *et al.* 2012a] und mehrfach in Studien zu In-vitro-Untersuchungen der Bruchlast eingesetzt wurde [Naumann *et al.* 2006a, Naumann *et al.* 2008, Naumann *et al.* 2010]. Sterzenbach *et al.* nutzten Clearfil in ihrer klinischen Studie als Aufbaukomposit für postendodontische Versorgungen mit Titan- und glasfaserverstärkten Kompositstiften auf Epoxidbasis [Sterzenbach *et al.* 2012a]. Einbezogen wurden stark zerstörte Zähne mit zwei oder weniger Kavitätenwänden. Die Stiftinsertion erfolgte mit einem selbstadhäsiven Befestigungskomposit (RelyX Unicem, 3M ESPE). Im Anschluss wurden die Stift-Stumpf-

Aufbauten mit einer Ferrule-Präparation versehen und überkront. Über einen Beobachtungszeitraum von sieben Jahren zeigten die postendodontischen Versorgungen unabhängig vom Stiftmaterial hohe Überlebensraten von 89 %.

Bitter *et al.* untersuchten in ihrer klinischen Studie den Einfluss verbliebener Dentinwände auf den Zeitpunkt des Versagens postendodontisch versorgter Zähne mit und ohne Stiftversorgung [Bitter *et al.* 2009a]. Die Insertion der Faserstifte und die Herstellung des koronalen Aufbaus erfolgten mit Clearfil Core. Die Versagensrate der postendodontischen Versorgungen bei Zähnen mit mindestens einer verbliebenen Dentinwand waren sowohl mit als auch ohne Stiftinsertion gering (7 % bzw. 10 %). Dagegen führte der Verzicht auf eine Stiftinsertion bei fehlender koronaler Dentinwand der Zähne zu hohen Versagensraten von 31 %.

Auch Untersuchungen *in vitro*, in denen Clearfil Core als Befestigungsmaterial von Faserstiften eingesetzt wurde, zeigten vielversprechende Ergebnisse [Bitter *et al.* 2006a, Wrbas *et al.* 2006]. In einer In-vitro-Untersuchung von Bitter *et al.* demonstrierte Clearfil unter dem Konfokal-Mikroskop eine dickere Hybridschicht und höhere Resin-Tag-Formation innerhalb des Wurzelkanaldentins im Vergleich zu den dort getesteten gängigen Befestigungsmaterialien mit selbstätzenden Adhäsiven [Bitter *et al.* 2004].

In der vorliegenden Untersuchung wurde Clearfil Core sowohl zum Stumpfaufbau als auch zur Befestigung der Stifte verwandt. Clearfil Core ist ein dualhärtendes Zweikomponenten-Stumpfaufbaumaterial und wurde mit dem dazugehörigen selbsthärtenden Haftvermittler, einem Etch-and-rinse-Adhäsiv, angewendet. Chemisch härtende Komposite besitzen den Vorteil der langsameren Polymerisationsreaktion mit einem günstigen Übergang von der plastischen in die feste Phase. So kommt es erst nach Einsetzen des Gelpunktes zu einem langsamen Stressaufbau [Bausch *et al.* 1982]. Es ist anzunehmen, dass durch das manuelle Anmischen das Verhältnis von Basis- zu Katalysatorpaste schwankte, was zu höheren Standardabweichungen bei der physikalischen Materialprüfung geführt haben könnte. Ebenso kann durch das Einarbeiten von Luft die Homogenität des Materials differieren. Die hohe Viskosität des Materials erschwerte die Verarbeitung und könnte das Auftreten von Blasen begünstigen.

Als ein Vertreter der Mehrkomponenten-Adhäsive kam das Drei-Flaschen-System Luxabond mit dem dazugehörigen dualhärtenden Hybridkomposit LuxaCore Dual zum Einsatz. LuxaCore Dual ist ein klassischer Vertreter für den einzeitigen Stumpfaufbau mit

Wurzelstiftbefestigung. Durch die zweifache Aktivierbarkeit (Photoinitiation und Autopolymerisation) ist es laut Hersteller für die Anwendung im Wurzelkanal geeignet. Die Lichthärtung soll sich vorteilhaft auf eine größere Oberflächenhärte des Materials auswirken, die bei einer reinen Dunkelhärtung nicht erreicht wird [Arrais *et al.* 2010, Leevailoj *et al.* 2007].

Die Doppelkammerspritze ermöglicht ein konstantes Anmischverhältnis mit homogener Applikation des Materials. LuxaCore Dual besitzt einen Füllstoffgehalt von 49 Vol.-%, wodurch es eine niedrige Viskosität erlangt. Auf eine blasenfreie Applikation musste gerade bei der Nutzung größerer Mengen des Materials geachtet werden.

7.1.5 Stiftinsertion und Stumpfaufbau

Der eingepasste und längenmarkierte Stift wurde vor der Insertion nach Herstellerempfehlung mit Alkohol gereinigt, um eine haftreduzierende Kontamination auszuschließen. Die Insertionstiefe wurde auf 8 mm festgesetzt. Gleiche Insertionstiefen wurden bereits in anderen Studien verwendet [Foxton *et al.* 2003, Foxton *et al.* 2005, Mannocci *et al.* 1999a]. Mit zunehmender Länge wird die Lichtleitung des Faserstiftes fraglich [Goracci *et al.* 2008]. Diese kann durch einen größeren Durchmesser des Stiftes verbessert werden und so tiefere Regionen erreichen [Lui 1994]. Die vorgenannte Studie konnte festhalten, dass beim Einsatz lichtleitender Faserstifte mit einem Durchmesser von 1,5 mm eine vollständige Polymerisation bei einer Aushärtungstiefe von 11 mm sichergestellt werden kann. In der vorliegenden Untersuchung kamen faserverstärkte Kompositstifte mit einem Durchmesser von 1,6 mm und einer Stiftlänge von ca. 11 mm zur Anwendung, welche mit dual- und rein chemisch härtenden Materialien befestigt wurden. Auf Grundlage der Studie von Lui und des Aushärtungsmodus der untersuchten Materialien kann davon ausgegangen werden, dass eine ausreichende Härtung der Befestigungsmaterialien entlang des Stiftes erfolgte.

Mit Hilfe einer Endobrush wurden die Adhäsivsysteme bis in das apikale Wurzelkollagen eingebracht. Diese speziellen Applikatoren bieten gegenüber den herkömmlichen Microbrushes den Vorteil, eine gleichmäßige Hybridschicht entlang der gesamten Kanalwand zu erreichen [Ferrari *et al.* 2002, Ferrari *et al.* 2001]. Gleichzeitig wird der Endobrush-Applikation durch vermehrte Ausbildung von Resin Tags im apikalen Drittel eine verbesserte Haftkraft zugesprochen [Ferrari *et al.* 2002, Vichi *et al.* 2002b]. Überschüsse des Haftvermittlers wurden mit Hilfe einer Papierspitze entfernt. Auch die

zusätzliche Überschussentfernung führte zu verbesserten Haftwerten in einer In-vitro-Studie [Souza *et al.* 2007].

Die Befestigungsmaterialien wurden streng nach Herstellerangaben appliziert. Beim manuellen Zusammenmischen der pastösen Komponenten kann es zum Einarbeiten von Luftblasen kommen [Sanares *et al.* 2001]. Sowohl die mechanischen als auch die Hafteigenschaften des ausgehärteten Materials können sich dadurch reduzieren [Monticelli *et al.* 2005]. Ein Vorteil von Lufteinschlüssen während des Polymerisationsvorganges ist der reduzierte Schrumpfstress, der durch die Möglichkeit eines zusätzlichen Nachfließens des Materials während der Gelphase entsteht [Alster *et al.* 1992, Feilzer *et al.* 1993].

Die Herstellung der klinischen Krone in der vorliegenden Studie erfolgte mit Hilfe von lichtdurchlässigen Stripkronen, welche die präparierte Kavität vollständig einschloss. Die Wiederherstellung der Krone soll an dem klinischen Vorgehen angelehnt sein, den Zeitraum bis zur definitiven Präparation für die Restorationsaufnahme zu überbrücken. Hier bieten vor allem die selbstadhäsiven Befestigungskomposite und LuxaCore Dual den Vorteil einer ästhetischen und diskreten Farbanpassung an die natürliche Zahnhartsubstanz durch die Auswahl an Farben. Auf eine Kronenversorgung wurde in der vorliegenden Untersuchung unter dem Aspekt, den plastischen Aufbau einer möglichst hohen Stressbelastung auszusetzen, bewusst verzichtet. Cormier *et al.* verglichen in ihrer Studie verschiedene Versorgungsstadien endodontisch behandelter Zähne hinsichtlich deren Frakturresistenz [Cormier *et al.* 2001]. Sie konnten in ihrer In-vitro-Studie nachweisen, dass Prämolaren, welche mit einer Ferrule und einer gegossenen Krone versehen wurden, 1,3- bis 1,9-fach höhere Frakturresistenzen verzeichneten gegenüber reinen Stift-Stumpf-Aufbauten, bei denen auf eine Kronenversorgung verzichtet wurde. Unter den Aufbaumaterialien waren sowohl Aufbaukomposite als auch gegossene Metallaufbauten vertreten. Die Stiftbefestigung erfolgte in dieser Untersuchung ausschließlich mit etch-and-rinse-basierten Befestigungskompositen. Sterzenbach *et al.* führten eine ähnliche In-vitro-Untersuchung zur Frakturstabilität unterschiedlicher Versorgungsstadien durch [Sterzenbach *et al.* 2012c]. Auch hier wurden signifikant geringere Frakturresistenzen bei postendodontisch aufgebauten Zähnen ohne definitive Restauration beobachtet. Der Aufbau erfolgte mit LuxaCore Dual, die Befestigung der glasfaserverstärkten Stifte wurde mit RelyX Unicem vorgenommen. Als definitive Restauration dienten Keramikkrone, welche ebenso mit RelyX Unicem befestigt wurden.

Die Frakturstabilität der mit Kronen versorgten Prämolaren in dieser Untersuchung war 2,5-fach höher als der reine Stift-Stumpf-Aufbau.

In der vorliegenden Untersuchung erfolgte das Ausarbeiten und Polieren der Präparationsränder mit Finierdiamanten und Soflexscheiben in absteigender Korngröße. Die Überschussentfernung war vor allem für die quantitative und qualitative Erfassung der Ränder mit dem Rasterelektronenmikroskop von Bedeutung.

Die Proben wurden zwischen den Versuchen im Brutschrank bei 37 °C in Aqua dest. aufbewahrt. Domnez *et al.* zeigten, dass der Verbund von Kompositen zum Dentin temperaturabhängig ist und in einer Studie mit steigender Lagerungstemperatur über einen Zeitraum von einem Jahr abnahm [Domnez *et al.* 2009]. Durch den Brutschrank sollten möglichst klinische Bedingungen simuliert werden.

7.1.6 Probeneinbettung

Vor der Einbettung der Zähne in Kunstharz (Technovit 4004) wurden die Wurzeln mit einem Platzhalter aus Wachs versehen. Dieser Platz wurde im Verlauf durch ein weichbleibendes Unterfütterungsmaterial (Mollosil®) aufgefüllt. Dies ermöglicht die Simulation einer natürlichen Zahnmobilität durch Schaffung eines artifiziellen Parodonts [Sterzenbach *et al.* 2011]. Durch die elastische Aufhängung können In-vivo-Bedingungen während der Kausimulation und während des Belastungsvorganges nachgeahmt werden. Soares *et al.* beschrieben erstmals den signifikanten Einfluss unterschiedlicher Einbettmaterialien auf das Frakturverhalten und -muster von *in vitro* belasteten Stiftaufbauten [Soares *et al.* 2005]. Daneben reduziert eine Abnahme des marginalen Knochenniveaus die maximale Belastbarkeit postendodontischer Versorgungen bei Bruchbelastung [Naumann *et al.* 2006b]. Das in der Studie von Sterzenbach *et al.* untersuchte weichbleibende A-Silikon Mollosil in Verbindung mit einem autopolymerisierenden Einbettkunststoff erwies sich als geeignet, unterschiedlich hohe Knochenverluste mit entsprechend erhöhter Zahnmobilität zu simulieren [Sterzenbach *et al.* 2011]. Diese Methode ermöglicht eine Annäherung der In-vitro-Bruchlastversuche an die klinische Situation.

In der vorliegenden Studie wurden die Proben für die Kausimulation parallel zu ihrer Längsachse in individuell angefertigte, standardisierte Metallhülsen eingebettet. Eine

Wasserkühlung während des exothermen Abbindevorganges sollte die Temperaturentwicklung des Kunststoffes einschränken. Auch für die Bruchversuche wurden die Proben parallel zu ihrer Längsachse in formgebende Kunststoffblöcke eingebettet.

7.1.7 Thermomechanische Wechselbelastung

Die thermomechanische Wechselbelastung diente der Beschleunigung der Probenalterung bis zu einem klinisch relevanten Ausmaß, um die Überlebensrate bzw. das Langzeitverhalten der Stumpfaufbaumaterialien zu evaluieren. Das standardisiert durchgeführte Protokoll mit 1,2 Mio. Kauzyklen und wechselnden Temperaturen zwischen 5 und 55 °C entspricht in etwa einem Zeitraum von fünf Jahren natürlicher Kaufunktion [Kern *et al.* 1999].

Die Retention von Stiftaufbauten wird nachweislich durch eine thermomechanische Wechselbelastung reduziert [Bitter *et al.* 2012b, Huysmans *et al.* 1993, Reagan *et al.* 1999, Sterzenbach *et al.* 2012c].

Andere Alterungsmethoden reduzieren sich auf die alleinige wässrige Langzeitlagerung [Bonfante *et al.* 2008, Vichi *et al.* 2008] oder thermische Wechselbelastung [Bitter *et al.* 2008, Gale und Darvell 1999, Mazzitelli *et al.* 2012]. Die thermomechanische Belastung kommt den In-vivo-Bedingungen jedoch näher [Monticelli *et al.* 2007, Sterzenbach *et al.* 2012c].

Die Bedeutung der thermomechanischen Wechselbelastung wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Einige Studien zweifeln an einem realen Einfluss des Temperaturwechsels auf das Probenmaterial [Purton *et al.* 2003, Wendt *et al.* 1992]. Andere Untersuchungen führen die Abnahme der Haftfestigkeit auf die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Substrate zurück, was zu Randspaltbildungen und Kompositrandfrakturen führt [Mazzitelli *et al.* 2012].

Ältere Untersuchungen haben ein Aufquellen von Kompositen in wässrigen Lösungen nachweisen können. Diese Volumenzunahme kompensiert die Kontraktion aus der Polymerisationsreaktion und kann bei entsprechender Kavitätengeometrie sogar eine Haftkraftsteigerung durch die erhöhte Friktion simulieren [Bitter *et al.* 2006b, Momoi *et al.* 1990].

Für das Bekauen der Frontzähne wurden im vorliegenden Versuchsaufbau ein möglichst natürlicher Belastungswinkel (135 ° zur Zahnachse) und -punkt (2 bis 3 mm unterhalb der Schneidekante von palatinal) vorgegeben. Es konnte kein Versagen einer Probe während

und nach Abschluss der Zyklen erkannt werden. Den Proben fehlte im Hinblick auf die klinische Situation eine definitive Restauration. Im Gegensatz zu dem in dieser Untersuchung repräsentierten Worst-case-Szenario mit Maximalbelastung des Stift-Stumpf-Aufbaus, ist bei der gängigen klinischen Versorgungsform mit Überkronung des rekonstruierten Zahnes von einer geringeren Belastung des Aufbaumaterials auszugehen.

7.1.8 Replikaherstellung

Die Abdrucknahme für die Replikaherstellung erfolgte unmittelbar vor (TM 1) bzw. nach der Kausimulation (TM 2) sowie nach zusätzlicher feuchter Lagerung (TM 3). Die relevanten Untersuchungsbereiche wurden zuvor gründlich gesäubert und von Feuchtigkeit befreit. Die fertigen Abformungen wurden kritisch auf Vollständigkeit und das Auftreten von Verziehungen geprüft. Die Verwendung eines additionsvernetzten Silikons in Kombination mit einem Epoxidharz ermöglichte eine detailgetreue Oberflächenwiedergabe der Proben bei 500-facher Vergrößerung [Roulet 1987]. Unter Berücksichtigung der Rückstellzeit des Silikons wurden die Abformungen mit dem Epoxidharz beschickt und der Objektträger zervikal fixiert. Es folgte das Besputtern mit einer 20 nm dicken Goldbeschichtung, um die Leitfähigkeit der Proben zu generieren. Die Proben wurden während der Versuchsdurchführung staubdicht gelagert.

7.1.9 Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Für den klinischen Erfolg eines Stift-Stumpf-Aufbaus ist ein gutes Randverhalten von entscheidender Bedeutung. Eine gute Adaptation verhindert die Penetration von Bakterien und Speichelbestandteilen in das Dentin. Infolgedessen vermindert sich die Gefahr einer Sekundärkaries, einer Reinfektion des Kanalsystems und eines möglichen Versagens der postendodontischen Versorgung.

Die Beurteilung des Randschlussverhaltens von adhäsiven Materialien kann mit verschiedenen Methoden erreicht werden. Ein in der Literatur häufig vorkommender Test ist der Farbstoffpenetrationstest. Dieser untersagt jedoch eine Verlaufsbeurteilung der Proben, da die Zähne durch den Test verändert und unbrauchbar gemacht werden [Lüscher *et al.* 1977, Schaller *et al.* 1988]. Die einfachste Methode ist die direkte Inspektion der Ränder mit einer Sonde. Dies beinhaltet allerdings eine sehr geringe

Sensitivität und Reproduzierbarkeit [Dunninger *et al.* 1991]. Die Beurteilung im Lichtmikroskop bietet eine genauere Sicht auf die Randintegrität, ist jedoch auch hier durch den eingeschränkten Vergrößerungsumfang des Mikroskops limitiert [Roulet *et al.* 1989]. Zur Analyse der Randqualitäten hat sich die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop als Standardverfahren durchgesetzt [Blunck 1988, Blunck und Zaslansky 2011, Boeckler *et al.* 2012, Dietschi *et al.* 2006, Roulet *et al.* 1989]. Die Randbereiche werden bei 200-facher Vergrößerung unter einem Rasterelektronenmikroskop beurteilt und per Benotungssystem mit Hilfe einer Software aufsummiert. Die Beurteilung erfolgt segmentweise, was den Einfluss von Verzerrungen durch Einstellungsfehler im REM mindert. Als Grundlage für die Bewertung diente der Kriterienkatalog nach Roulet und Blunck [Roulet *et al.* 1989]. Die Auswahl der Randbereiche wurde auf fünf Areale beschränkt: Vier Bereiche liegen horizontal und vertikal im Schmelz, ein approximaler Kavitätenrand grenzt an das Wurzelzement an.

7.1.10 Anwendung von Bruchlastversuchen und Bestimmung der Bruchmodi

Die Anwendung von Bruchlastversuchen mit einer Universalprüfmaschine ist ein anerkanntes Verfahren zur Testung verschiedener Restaurationsmaterialien. Mit Hilfe dieses Tests können Rückschlüsse auf das Frakturverhalten der verwendeten Materialien gezogen werden, denn diese werden bis zu ihrer individuellen Versagensgrenze belastet.

Der Belastungswinkel beeinflusst dabei signifikant die resultierende Belastbarkeit der Proben [Loney *et al.* 1995]. Ein Großteil der Studien sieht eine Belastung von 135 ° zur Zahnängsachse für obere Frontzähne vor [Attin *et al.* 1994, Heydecke *et al.* 2002, Schmeissner 1977, Voss 1969]. Dieser Winkel kommt einer natürlichen Frontzahnbelastung bei Klasse-I-Verzahnung nahe [Coca und Schwickerath 1987]. Andere Studien belasten die Stiftaufbauten in einem Winkel von 130 ° [Sorensen und Engelman 1990] oder 154 ° [Burns *et al.* 1990]. Wenn der Belastungswinkel steigt, nimmt die einwirkende Kraft auf die Versuchskörper zu, was ein früheres Versagen bei geringeren Kräften auslösen kann. Zu beachten ist die in diesem Studiendesign vorliegende elastische Fixierung der Zähne in der artifiziellen Alveole. Die zusätzliche Mobilität der Zähne führte zu einer Vergrößerung des Winkels mit steigender Belastung. Die Ergebnisse müssen im Hinblick auf diesen Aspekt kritisch beurteilt werden und sind mit anderen Studien mit starrem Einbettungsdesign nicht vergleichbar [Soares *et al.* 2005].

Der Kraftangriff erfolgte 2 mm unterhalb der Inzisalkante auf das Aufbaumaterial, was einer natürlichen Belastung während der Interkuspitation entspricht [Voss 1969]. Dort wirken vorrangig Druckkräfte auf die klinische Krone. Andere Studien nutzen einen inzisalen Kraftangriffspunkt zur Simulation einer Abbissbelastung [Butz *et al.* 2001, Rosentritt *et al.* 2000]. Unter dieser Belastung treten vermehrt Zugspannungen an der Palatinalfläche auf [Magne und Belser 2002], welche die für Frontzähne kennzeichnende schräge Kraftlast berücksichtigen [Naumann *et al.* 2002].

Die Vorschubgeschwindigkeit wurde auf 0,5 mm/min festgesetzt. Die Belastung wurde linear erhöht. In der Literatur finden sich Vorschubgeschwindigkeiten von 0,5 bis zu 10 mm/min [Amin *et al.* 2014, Foley *et al.* 1997, Rammelsberg *et al.* 2000, Rosentritt *et al.* 2000, Sahmali und Saygili 2000, Sobrinho *et al.* 1998]. Höhere Vorschubgeschwindigkeiten vermindern die Frakturstabilität signifikant [Dean *et al.* 1998].

Die vorangehende Kausimulation hat einen signifikanten Einfluss auf die erreichte Frakturstabilität und ist für die Simulation klinischer Gegebenheiten bei Bruchlastversuchen von entscheidender Bedeutung [Naumann *et al.* 2009, Naumann *et al.* 2010, Sterzenbach *et al.* 2012c]. Die wiederholte funktionelle Belastung des plastischen Aufbaus erlaubt weiterführende Rückschlüsse als die alleinige lineare Belastung der Probe im Bruchlastversuch [Naumann *et al.* 2005], wo Alterungsprozesse und Ermüdungserscheinungen des Materials nicht Beachtung finden. So zeigten lineare Belastungsversuche ohne vorangehende Wechsellast von der klinischen Situation abweichende Bruchmodi [Kelly 1999].

7.1.11 Werkstoffkundliche Untersuchung der Materialien

Die eingesetzten Aufbaukomposite wurden auf folgende Parameter untersucht: E-Modul, Biegefestigkeit, Polymerisationsschrumpfung, hygroskopische Expansion, Wasseraufnahme und Aushärtungstiefe. Der dafür vorgesehene Versuchsaufbau und die Durchführung erfolgten gemäß der Norm EN ISO 4049. Dieses standardisierte Prüfverfahren für zahnärztliche Füllungsmaterialien ermöglicht den Vergleich mit anderen Untersuchungen weltweit. E-Modul und Biegefestigkeit wurden mit Hilfe des anerkannten 3-Punkt-Biegeversuchs ermittelt [Manhart *et al.* 2000, Rodrigues *et al.* 2008]. Polymerisationsschrumpfung und hygroskopische Expansion konnten mit Hilfe des archimedischen Prinzips errechnet werden [Chutinan *et al.* 2004, Rüttermann *et al.* 2007, Watts *et al.* 2000].

Die mechanischen Parameter Biegefestigkeit und E-Modul werden durch den Konversionsgrad der polymerisierten Materialien beeinflusst. Die Anzahl der ausgebildeten Doppelbindungen im erhärteten Material bestimmt dabei deren Festigkeit [Sideridou *et al.* 2002]. Der Konversionsgrad ist abhängig von der Zusammensetzung der Materialien [Braga *et al.* 2002, Rodrigues *et al.* 2008]. Aufbaumaterialien sollten idealerweise einen dem Dentin ähnlichen E-Modul aufweisen, um Kaukräften und Spannungen, die sich infolge der Polymerisationsschrumpfung entwickeln, standzuhalten [Combe *et al.* 1999].

Ein geringer Grad an Konversion bewirkt eine geringere Kontraktionsschrumpfung. Darüber hinaus hat ein geringer Konversionsgrad jedoch negative Auswirkungen auf die Zug- und Druckfestigkeit, Härte und Wasserlöslichkeit. Verbliebene funktionelle Monomere fungieren dabei als Weichmacher. Sie stören den Verbund zwischen Füllkörper und Matrix und erhöhen dadurch die Permeabilität des Komposits. Ein Aufquellen des Materials ist die Folge [Cadenaro *et al.* 2005, Ferracane und Greener 1986]. Das Ausmaß dieser Wasseraufnahme ist abhängig vom eingesetzten Monomersystem [Rüttermann *et al.* 2010], von der Anzahl und Art der Füllpartikel, dem Gesamtvolumen der zu füllenden Kavität sowie der Größe der freien Oberfläche [Feilzer *et al.* 1990b]. Die in das Polymernetzwerk hineindiffundierten Wassermoleküle vergrößern dabei den intermolekularen Abstand durch Ausbildung von Wasserstoffbrücken. Das Material beginnt zu expandieren [Feilzer *et al.* 1990b]. Der Prozess der Wasseraufnahme findet sehr langsam über Tage bis Wochen statt [Bandyopadhyay 1982, Feilzer *et al.* 1990b]. In der vorliegenden Untersuchung wurde entsprechend ein Zeitraum von 30 Tagen vorausgesetzt. Dieser ist ebenso in vergleichbaren Studien zu finden [Rüttermann *et al.* 2007].

Eine Korrelation von Wasseraufnahme und hygroskopischer Expansion wurde bereits in einigen Untersuchungen nachgewiesen [Momoi und McCabe 1994, Rüttermann *et al.* 2007]. Eine aufgetretene hygroskopische Expansion kann dazu beitragen, polymerisationsbedingte Spannungen an den adhäsiven Haftflächen zu reduzieren [Feilzer *et al.* 1990b]. In der Untersuchung von Feilzer *et al.* konnte die Polymerisationsschrumpfung durch die hygroskopische Expansion kompensiert oder sogar überkompensiert werden. Die Entspannung des Materials war dabei abhängig von dem Kompositvolumen und der Größe der Oberfläche, die der Wasseraufnahme zugänglich war [Feilzer *et al.* 1990b].

Hohe Konversionsraten haben einen positiven Einfluss auf die mechanischen und toxiologischen Eigenschaften [Cadenaro *et al.* 2005]. Durch ein dichtes Polymernetz wird ein Eindringen von Wassermolekülen verhindert. Um hohe Konversionsraten zu erzielen, muss eine vollständige Polymerisation garantiert sein. Beeinflusst werden kann diese durch die Materialdicke, die verwendete Lichtintensität sowie die Länge der Aushärtungszeit [Hellwig *et al.* 1991]. Diese Parameter sind vor allem bei rein lichthärtenden Materialien signifikant. Aus einer unvollständigen Polymerisation kann eine höhere Wasserlöslichkeit und -aufnahme resultieren [Pearson und Longman 1989]. Bei der vorliegenden Untersuchung wurden dual- sowie selbsthärtende Aufbaumaterialien verwendet, um eine vollständige Polymerisation sicherzustellen. Zudem wurde die Leistung der Lichtquelle auf Konstanz während der Probenherstellung mittels eines Lichtleistungsmessgerätes überprüft und dokumentiert. Die empfohlenen Aushärtungszeiten von 40 Sekunden wurden eingehalten.

Die Proben wurden nach der Herstellung gründlich auf Risse, Blasen und Randunregelmäßigkeiten überprüft und ggf. aussortiert. Dennoch hätten nicht sichtbare, verbliebene Mikroporositäten im Inneren des Materials zu vorzeitigen Frakturen oder zu einem veränderten Auftrieb während der Versuchsdurchführung geführt haben können.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

7.2.1 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Bruchfestigkeit direkter Stift-Stumpf-Aufbauten

In der vorliegenden Untersuchung zeigten die selbstadhäsiven Befestigungskomposite sowie das dualhärtende Komposit LuxaCore Dual geringere Bruchlastwerte als das selbsthärtende Hybridkomposit Clearfil Core. Somit kann die Nullhypothese, das Befestigungsmaterial habe keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit, widerlegt werden.

Eine In-vitro-Studie von Naumann *et al.* untersuchte nahezu die gleichen Aufbaumaterialien hinsichtlich ihrer Frakturstabilität nach thermomechanischer Belastung [Naumann *et al.* 2010]. Zur Anwendung kamen Clearfil Core, LuxaCore Dual und RelyX Unicem, welches ebenso für die Befestigung der glasfaserverstärkten Kompositstifte verwandt wurde. Die Stift-Stumpf-Aufbauten wurden anschließend mit einem Ferrule versehen und mit einer definitiven Vollkeramikkrone versorgt. Die Einbettung der

Proben erfolgte elastisch mit Hilfe einer Silikonschicht (Anti-Rutsch-Lack, Wenko), welche das Parodontium simulierte. Während der thermomechanischen Belastung kam es zu Versagen innerhalb der Gruppen RelyX Unicem und LuxaCore, während Clearfil keine Verluste verzeichnete. Die im Anschluss an die Wechselbelastung erfolgten Bruchlastversuche zeigten keine signifikanten Unterschiede der Ergebnisse zwischen den untersuchten Gruppen Clearfil, LuxaCore und RelyX Unicem.

In der vorliegenden Untersuchung wurden keine Versagen nach thermomechanischer Wechselbelastung aller zu untersuchenden Materialien erfasst. Im Gegensatz zu der vorgenannten Studie unterschied sich die Frakturstabilität von Clearfil hoch signifikant von LuxaCore und SF Cem. Der Verzicht auf eine aufbauumfassende Restauration ermöglichte es, den alleinigen Einfluss der Aufbaumaterialien auf die Frakturensistenz zu untersuchen.

Stift-Stumpf-Aufbauten mit einer restaurativen Versorgung können größere Frakturresistenzen erreichen als unversorgte Aufbauten [Cormier *et al.* 2001, Sterzenbach *et al.* 2012c]. Der fraktur-protective Effekt der Restauration wird auch mit dem Verzicht auf eine Stiftversorgung durch Anlegen eines Ferrules erreicht [Fernandes und Dessai 2001, Isidor *et al.* 1999, Schwartz und Robbins 2004, Zicari *et al.* 2013].

Die vorliegende Studie fokussierte sich auf die Untersuchung postendodontisch aufgebauter Zähne zu einem Versorgungszeitpunkt vor der Präparation zur Aufnahme einer Restauration.

In diesem Zusammenhang ist anzunehmen, dass die verbliebene Zahnhartsubstanz weniger reduziert und geschwächt ist im Vergleich zu einem präparierten Stift-Stumpf-Aufbau. In-vitro- wie auch In-vivo-Studien belegen den positiven Einfluss verbliebener Zahnhartsubstanz auf die Überlebensraten von Stumpfaufbauten [Al-Wahadni und Gutteridge 2002, Creugers *et al.* 2005, Fernandes und Dessai 2001, Naumann *et al.* 2012]. Eine nachfolgende Präparation ist mit einer zusätzlichen Reduktion verbliebener Zahnhartsubstanz verbunden, was die Frakturstabilität weiter vermindert. Für Frontzähne mit einem Klasse-IV-Defekt kann ein direkter adhäsiver Stiftaufbau adäquat sein [Kölpin *et al.* 2014]. Ist die verbliebene Zahnhartsubstanz dagegen nicht hinreichend oder können die funktionellen oder ästhetischen Anforderungen nicht durch eine Kompositfüllung erreicht werden, kann die Notwendigkeit einer Krone gegeben sein. Aquilino *et al.* fanden eine signifikante Korrelation zwischen den Überlebensraten endodontisch behandelte Seitenzähne und der Versorgung mit einer kronenumfassenden Restauration [Aquilino und Caplan 2002]. Seitenzähne ohne Kronenversorgung zeigten in dieser

Untersuchung eine signifikant höhere Versagensrate als Zähne, bei denen eine Überkronung erfolgte. Die klinischen Überlebensraten von maxillären Frontzähnen scheinen dagegen unbeeinflusst von einer koronalen Restauration [Sorensen und Martinoff 1984]. Eine aktuelle Übersichtsarbeit zur postendodontischen Versorgung konnte ebenso keine Evidenz für längere Überlebensraten von überkronten Zähnen im Vergleich zu direkten Kompositaufbauten nachweisen [Sequeira-Byron *et al.* 2015].

In vivo werden inzisale Kaukräfte von bis zu 94 N bei Frauen und 146 N bei Männern erreicht [Ferrario *et al.* 2004]. In Theorie bedeutet dies, dass alle getesteten Materialien diese Belastung, selbst nach Simulation einer fünfjährigen Nutzungsperiode, ohne Versagen überleben sollten. Die *in vitro* erfasste mediane Bruchlast lag für alle Materialien oberhalb der klinisch relevanten inzisalen Kaukräfte. Eine ältere Untersuchung erfasste eine höhere maximal erreichbare Inzisalkraft von 400 N [Paphangkorakit und Osborn 1997]. Werden die Ergebnisse der Bruchlast auf diesen Grenzwert bezogen, so erreicht nur Clearfil diese klinische Anforderung.

Eine In-vivo-Untersuchung von Bitter *et al.* nutzte Clearfil Core zur Herstellung eines koronalen Aufbaus sowie zur Befestigung von faserverstärkten Kompositstiften im Sinne eines Monoblocks [Bitter *et al.* 2009a]. Über einen Beobachtungszeitraum von drei Jahren verzeichneten sie gute Überlebensraten von 92 % bei der Versorgung endodontisch behandelter Zähne mit und ohne Stiftversorgung. Eine restaurative Versorgung wurde hinzugezogen in Abhängigkeit von der Menge verbliebener koronaler Zahnhartsubstanz. Dass Clearfil nicht nur als Aufbaukomposit [Naumann *et al.* 2006a, Naumann *et al.* 2007, Naumann *et al.* 2008, Naumann *et al.* 2010], sondern auch zur Befestigung von Wurzelstiften geeignet ist, konnte bereits in In-vitro-Studien nachgewiesen werden [Bitter *et al.* 2006a, Boschian Pest *et al.* 2002, Wrbas *et al.* 2006].

Um eine klinische Empfehlung für LuxaCore und SF Cem auszusprechen, bedarf es der Auswertung und Diskussion der Bruchmodi und der folgenden Ergebnisse der Randanalyse.

7.2.2 Diskussion der Versagensmodi

Bei den aufgetretenen Versagensmodi muss zwischen wieder restaurierbaren und nicht mehr aufbaufähigen Zahnstümpfen unterschieden werden. Frakturen über oder auf Höhe des krestalen Knochens werden klinisch als wieder versorgbar eingestuft, während

darunterliegende Frakturmuster nicht mehr versorgt werden können und in der Regel entfernt werden müssen.

Mit Clearfil Core versorgte Proben wiesen signifikant häufiger nicht wieder versorgbare Wurzelfrakturen auf. In diesen Fällen kam es auch zum Stiftverlust. In allen anderen Fällen kam es zu Kronenfrakturen mit teilweise umfangreichem Zahnhartsubstanzverlust. Die Frakturmodi, der mit Clearfil erfolgten Aufbauten, sprechen für eine starke adhäsive Haftung des Etch-and-rinse-Adhäsivs an der Zahnhartsubstanz. Dieses Ergebnis spiegelt sich auch in den erreichten Bruchlastwerten wider, welche signifikant größer waren als die erreichten Bruchlasten für die selbstadhäsiven Befestigungskomposite und LuxaCore. Für den klinischen Alltag erscheint das Frakturverhalten dieser Materialien vorteilhafter. Hier zeigten sich adhäsive oder adhäsiv-kohäsive Frakturen an der Verbundfläche zur Zahnhartsubstanz. Ein Stiftverlust wurde in keinem der Fälle beobachtet. Es ist anzunehmen, dass der Verbund der vorgenannten Materialien zur Zahnhartsubstanz weniger ausgeprägt ist im Vergleich zu Clearfil.

Die aufgetretenen Frakturmodi und schwachen Haftwerte werden auch in anderen Untersuchungen mit selbstadhäsiven Befestigungskompositen beobachtet [De Munck *et al.* 2004, Hattar *et al.* 2015]. Am häufigsten werden adhäsive und gemischt adhäsiv-kohäsive Frakturen beobachtet, während rein kohäsive Ausrisse selten vorkommen [Braga *et al.* 2010]. Andere Untersuchungen verzeichneten ausschließlich rein adhäsive Frakturmodi bei Haftkraft-Untersuchungen selbstadhäsiver Befestigungskomposite [Duarte *et al.* 2008, Lin *et al.* 2010, Viotti *et al.* 2009]. Diese Beobachtungen legen nahe, dass nur eine oberflächliche Interaktion der selbstadhäsiven Befestigungskomposite mit der Zahnhartsubstanz mit limitierter Infiltration des Zahngewebes stattfindet.

Bruchlastversuche erfolgen in der Regel mit definitiven Restaurationen [Naumann *et al.* 2009]. Wie bereits erwähnt, erreicht die Kombination des Stift-Stumpf-Aufbaus mit einer Ferrule-Präparation und umfassenden Restauration die größten Frakturresistenzen [Naumann *et al.* 2007]. Die vorliegende Untersuchung fokussierte sich auch auf die Analyse der Randintegrität der untersuchten Aufbaukomposite, was mit einer restaurativen Versorgung in dieser Form nicht möglich gewesen wäre. Der Einfluss der Befestigungskomposite auf die Frakturstabilität und den Bruchmodus ist im Falle des vorliegenden Worst-case-Szenarios ohne Kronenversorgung prägnanter, so dass die Ergebnisse der Bruchlastversuche vorrangig die materialspezifischen Eigenschaften der Aufbaukomposite bewerten.

Um in weiteren Untersuchungen den In-vivo-Verhältnissen näherzukommen, ist es unumgänglich, den Gesamtkomplex aus Stift-Stumpf-Aufbau mit dazugehöriger definitiver Restauration zu betrachten [Naumann *et al.* 2008] und die Überlebensraten der Restaurationen zu evaluieren.

7.2.3 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Randgüte

Die Wahl des Aufbaumaterials hatte einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Randgüte. Die aufgestellte Nullhypothese, das Aufbaumaterial habe keinen Einfluss auf die Randqualität, kann damit revidiert werden.

Schmelzbegrenzte Randlagen

Bei der Begutachtung der Randintegrität entlang des Schmelzes demonstrierte Clearfil Core signifikant höhere prozentuale Anteile perfekten Randes im Vergleich zu LuxaCore und SF Cem. Nach thermomechanischer Belastung präsentierten die selbstadhäsiven Befestigungskomposite nur noch vereinzelt Randbereiche mit perfekter Randgüte, die in der Summe vernachlässigbar ist. Dagegen mehrte sich der Randanteil „Spalt“ zum Zeitpunkt TM 3 bei SF Cem HMV zu 83,6 % und SF Cem Automix zu 97,8 %. Demgegenüber steht ein „Spalt“-Anteil von 2,4 % zum Zeitpunkt TM 3 bei Clearfil und 74,5 % bei LuxaCore. Die Ergebnisse der Randanalyse unterstützen die in den Bruchlastversuchen erreichten Werte und lassen eine verminderte adhäsive Haftung der selbstadhäsiven Befestigungskomposite mit limitierter Infiltration der Zahnhartsubstanz vermuten.

Diese Beobachtungen werden von einer Vielzahl von Studien, welche die Haftkraft der selbstadhäsiven Befestigungskomposite zum Schmelz untersuchten, bestätigt:

De Munck *et al.* verglichen die Haftwerte des selbstadhäsiven Befestigungskomposits RelyX Unicem mit dem Befestigungskomposit Panavia F und dazugehörigem Self-etch-ED-Primer (Kuraray) mittels Microtensile Bond Strength Test (μ TBS) am Schmelz [De Munck *et al.* 2004]. Die μ TBS-Ergebnisse demonstrierten eine signifikant geringere Schmelzhaftung von RelyX Unicem im Vergleich zu Panavia F. Die Ergebnisse werden unterstützt durch das häufigere Auftreten rein adhäsiver Versagensmodi während der μ TBS-Versuche. Eine vorangehende Phosphorsäureätzung des Schmelzes konnte die Schmelzhaftung von RelyX Unicem signifikant verbessern und vergleichbare Haftwerte zu Panavia F erzielen. Eine haftkraftverbessernde selektive Schmelzätzung

wurde in der vorliegenden Untersuchung dagegen nicht durchgeführt. Da die μ TBS-Testung von De Munck *et al.* bereits nach 24-stündiger Wasserlagerung ohne weitere artifizielle Probenalterung vorgenommen wurde, sind deren Ergebnisse in den Zeitpunkt TM 1 einzuordnen.

Auch Goracci *et al.* erzielten geringere Haftwerte im μ TBS-Versuch mit RelyX Unicem als mit Panavia F 2.0 (Kuraray) bei der Befestigung von Komposit-Overlays an Schmelzoberflächen [Goracci *et al.* 2006]. Die reduzierten Haftwerte zum Schmelz wurden durch die rasterelektronenmikroskopische Auswertung der Befestigungsfugen bestätigt. Weitere μ TBS-Untersuchungen mit RelyX Unicem unterstützen die vorgenannten Ergebnisse zur Schmelzhaftung [Duarte *et al.* 2008, Hikita *et al.* 2007, Lin *et al.* 2010, Viotti *et al.* 2009]. Eine aktuelle Untersuchung prüfte die Schmelzhaftung selbstadhäsiver Befestigungskomposite im Scherversuch [Hattar *et al.* 2015]. Die untersuchten selbstadhäsiven Materialien SmartCem2 (Caulk-Dentsply), RelyX Unicem und seT SDI (SDI Limited) verzeichneten auch hier nur limitierte Haftwerte zum Schmelz.

Behr *et al.* untersuchten die Randgüte keramischer MOD-Inlays und ermittelten den Anteil perfekten Randes von RelyX Unicem, Maxcem (Kerr Hawe) und Multilink-Sprint (Ivoclar-Vivadent) gegenüber dem Kontrollmaterial Panavia F 2.0 [Behr *et al.* 2009]. Nach thermomechanischer Belastung verzeichnete RelyX Unicem auch hier geringere Anteile „Note-1“-Randes im Vergleich zu Panavia. Die Differenz war jedoch nicht statistisch signifikant. Auffällig ist die weite Streuung der Anteile perfekten Randes für RelyX Unicem, was teilweise auch in der vorliegenden Untersuchung für SF Cem zutrifft. Eine inhomogene Infiltration der Zahnhartsubstanz durch die selbstadhäsiven Befestigungskomposite könnte vermutet werden.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Aufbaumaterialien unter den Bedingungen eines Worst-case-Szenarios im Kausimulator belastet, womit die Komposite einer Extremsituation ausgesetzt wurden. Bis dato existieren keine vergleichbaren Studien, welche die Randgüte der selbstadhäsiven Befestigungskomposite im Schmelz unter diesen Bedingungen bewerten.

Dentinbegrenzte Randlage

Die statistische Auswertung der dentinbegrenzten Randlage ergab für die etch-and-rinse-basierten Aufbaukomposite einen signifikant geringeren Anteil an „Note-1“-Rand sowie

ein signifikant größeres Aufkommen der Randqualität „Spalt“ zum Zeitpunkt TM 3 im Vergleich zu den schmelzbegrenzten Randlagen. Die Auswertung der prozentualen Anteile perfekten Randes im Dentin ergab eine Annäherung der Aufbaukomposite an die Ergebnisse der selbstadhäsiven Befestigungskomposite. SF Cem HMV und Automix zeigten ähnlich wie in den schmelzbegrenzten Randlagen bereits nach thermo-mechanischer Belastung nur vereinzelte Abschnitte perfekten Randes, die in der Summe zu vernachlässigen sind. Zum Zeitpunkt TM 3 konnte keine perfekte Randintegrität der vier untersuchten Aufbaumaterialien ausgemacht werden. Die ausgeprägten Integritätsverluste finden sich auch in der zunehmenden Spaltbildung bei LuxaCore (64,4 %), SF Cem Automix (82,3 %), SF Cem HMV (43,9 %) und Clearfil (20,3 %) wieder.

Die oben erwähnte Untersuchung von De Munck *et al.* machte ähnliche Beobachtungen zur Dentinhaftung im μ TBS-Versuch [De Munck *et al.* 2004] und unterstützt die hier gefundenen Randgüten der selbstadhäsiven Befestigungskomposite und Aufbaukomposite zum Dentin. Panavia F und RelyX Unicem erreichten signifikant geringere Haftwerte zum Dentin im Vergleich zum Schmelz. Die im Feldemissionsmikroskop bewertete Randgüte von RelyX Unicem zum Dentin differierte zudem signifikant zwischen der Applikation des Materials auf eine freie Dentinoberfläche und der Befestigung eines Komposit-Inlays in eine Klasse-I-Kavität. Die Autoren schlussfolgern, dass eine gewisse Druckapplikation während der Aushärtung das Auftreten von Porositäten und Luftblasen vermindert und damit die Randgüte beträchtlich verbessert werden kann. Dies wurde bereits in einer anderen Untersuchung bestätigt [Goracci *et al.* 2006] und könnte Erklärung für die guten Erfolge *in vitro* von selbstadhäsiven Befestigungskompositen zur Befestigung von Restaurationen sein [Aschenbrenner *et al.* 2012, Schenke *et al.* 2008].

Die nur oberflächliche Interaktion des selbstadhäsiven Befestigungskomposits mit dem Dentin zeigte sich auch in der fehlenden Ausprägung einer Hybridschicht und nicht vorhandenen Formation von Kunststoffzapfen (Resin Tags) [De Munck *et al.* 2004, Rosentritt *et al.* 2004]. Unter dem Transmissionselektronenmikroskop konnte lediglich eine bis zu 2 μ m dicke, irreguläre Interaktionsschicht zwischen Dentin und Befestigungskomposit ausgemacht werden, die der Demineralisierung und Infiltration einer Schmier-schicht glich [De Munck *et al.* 2004]. Trotz des niedrigen pH-Wertes der selbstadhäsiven Materialien wurde nahezu kein demineralisiertes Dentin in der Studie von De Munck *et al.* beobachtet. Die Autoren vermuten, dass die hohe Viskosität des Materials und der nur kurze Interaktionszeitraum (durch Lichthärtung) eine Infiltration des Dentins verhindert.

Frankenberger *et al.* unterstützen die vorgenannten Beobachtungen zur Randgüte von selbstadhäsiven Befestigungskompositen zum Dentin [Frankenberger *et al.* 2013]. In ihrer In-vitro-Studie wurden drei selbstadhäsive Befestigungskomposite und ein Aufbaukomposit mit einem Self-etch-Adhäsiv zur approximalen Kastenbodenelevation eingesetzt. Die Untersuchung der Randfugen nach thermomechanischer Wechselbelastung der adhäsiv befestigten Keramik-Inlays zeigte signifikant weniger spaltfreie Randabschnitte für die selbstadhäsiven Befestigungskomposite RelyX Unicem, Maxcem Elite (Kerr) und G-Cem (GC-Europe) im Vergleich zu AdheSE (Ivoclar Vivadent) in Verbindung mit Clearfil Majesty Posterior (Kuraray), welches in drei Schichten appliziert wurde. Die verzeichneten prozentualen Anteile spaltfreien Randes für die selbstadhäsiven Befestigungskomposite sind in der vorliegenden Untersuchung um ein Vielfaches geringer. Durch die fehlende restaurative Versorgung ist eine größere Belastung der untersuchten Materialien während der Wechselbelastung zu erwarten und könnte eine mögliche Begründung für die differierenden Ergebnisse zu der Studie von Frankenberger *et al.* sein.

Die Ergebnisse anderer Autoren für RelyX Unicem demonstrieren bessere Haftwerte zum Dentin als zum Schmelz [Abo-Hamar *et al.* 2005, Hikita *et al.* 2007, Schenke *et al.* 2008], wobei die Aushärtung der Materialien unter Kompression erfolgte, da sie der Befestigung einer Restauration oder eines Komposit-Blockes dienten. In der vorliegenden Untersuchung wurden Stripkronen verwendet, sodass die Aushärtung des Materials unter leichtem Druck erfolgen konnte. Die Untersuchung von Sterzenbach *et al.* deutet an, dass das höhere Volumen des mit Stripkronen hergestellten Aufbaus aus selbstadhäsivem Befestigungskomposit mit geringeren Konversionsraten im Inneren des Aufbaus einhergeht, womit die mechanischen Eigenschaften negativ beeinflusst werden könnten [Sterzenbach *et al.* 2015]. Geringere Konversionsraten gehen einher mit einer höheren Permeabilität und Wasseraufnahme des Materials [Gajewski *et al.* 2012], welche die Randqualität vermindern können. Ein visuelles Aufquellen des Füllungsrandes konnte während der Evaluation der Randgüte der untersuchten selbstadhäsiven Befestigungskomposite unter dem Rasterelektronenmikroskop beobachtet werden.

Die marginale Adaptation und Randgüte adhäsiver Materialien wird beeinflusst durch verschiedene Parameter [Peutzfeldt und Asmussen 2004]. Dazu gehören u. a. die Polymerisationsschrumpfung des Materials während der Aushärtung, der C-Faktor, die Applikationstechnik und der Modus der Aushärtung [Rueggeberg *et al.* 1993].

Der Füllkörperanteil hat einen entscheidenden Einfluss auf die Volumenschrumpfung des Materials während der Polymerisation. Bei konventionellen Kompositen liegt die Schrumpfung zwischen 1 bis 5 %. Bei ungefüllten Kunststoffen kann die Schrumpfung bis zu 9 % zunehmen.

Der entstehende Schrumpfungsstress ist mitunter für den Haftverlust zur Kavitätenwand verantwortlich [Feilzer *et al.* 1988, Ferrari *et al.* 2009]. Aufbau- und Befestigungsmaterialien benötigen eine fließfähige Konsistenz, um auch Unterschnitte im Wurzelkanal oder Pulpenlumen ausfüllen zu können [Monticelli *et al.* 2004]. Aus diesem Grund ist der Füllvolumenanteil mit unter 50 % relativ gering gehalten und die Partikel sind feinkörniger im Vergleich zu stopfbaren Kompositen [Peutzfeldt 1995]. Ein klassischer Vertreter für die adhäsive Stiftbefestigung mit einem Füllkörpervolumenanteil von 50 % ist LuxaCore Dual (Herstellerangabe DMG). Clearfil dagegen wurde für den direkten Stumpfaufbau mit einem höheren Füllvolumenanteil von 61 % entwickelt (Herstellerangabe Kuraray). Der abweichende Gehalt an Füllerpartikeln könnte diesbezüglich die differierenden Resultate der beiden Komposite erklären. Clearfil zeigte eine signifikant geringere Polymerisations-schrumpfung im Vergleich zu LuxaCore während der physikalischen Materialprüfung.

Ferner sind der Aushärtungsmodus und das viskoelastische Verhalten des Komposits Faktoren, die den Kontraktionsstress beeinflussen können [Braga *et al.* 2003]. Das viskoelastische Verhalten beschreibt die Fließfähigkeit des Materials in der Prä-Gelphase der Polymerisation. Selbsthärtende Materialien profitieren von ihrer prolongierten Fließfähigkeit während der Aushärtung, was ein Nachfließen des Materials erlaubt und Polymerisationsspannungen reduziert [Bouillaguet *et al.* 2003]. Dies unterstützt das Auftreten signifikant höherer Anteile perfekten Randes direkt nach Aufbauherstellung für das selbsthärtende Aufbaukomposit Clearfil im Vergleich zu LuxaCore und SF Cem.

Das Einarbeiten von Luftblasen, welches beim manuellen Vermengen der Zweikomponenten-Systeme Clearfil Core und SF Cem HMV nicht ausgeschlossen werden kann, vermag den Schrumpfungsstress zu reduzieren [Braga *et al.* 2003]. Der Applikationsmodus von SF Cem könnte ein Ursache sein für die signifikant differierende Randqualität zwischen Automix und HMV direkt nach der Aufbauherstellung. SF Cem HMV konnte 20 bzw. 25 % größere Anteile an „Note-1“-Rand verzeichnen als SF Cem Automix zum Zeitpunkt TM 1 im Dentin bzw. Schmelz. Nachteilig wirken sich Luftblasen aus, die sich direkt an der Kontaktfläche zur Zahnhartsubstanz ausbilden. Der Verbund ist an dieser Stelle fehlerhaft und kann die Lebensdauer der Restauration kompromittieren [Nazari *et al.* 2013]. Blasen innerhalb des Materials können die

mechanischen Eigenschaften der Komposite negativ beeinflussen [Liu und Chen 2016]. Dort lokalisierte Blasenformatierungen sind potenzielle Fehlstellen, die zu vorzeitiger Fraktur und Alterung des Materials führen können.

Weiteren Einfluss auf den Haftverbund nimmt die thermische Belastung während der Kausimulation. Sie ergibt sich durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der beteiligten Strukturen. Da die Aufbaukomposite ein breiteres Schrumpfungs- bzw. Expansionsverhalten aufweisen als die Zahnhartsubstanz, können sich Spannungen im Randbereich entwickeln [Powers *et al.* 1979]. In der vorliegenden Untersuchung zeigten sich signifikante Unterschiede der Randqualitäten aller Materialien vor und nach thermomechanischer Belastung der Proben. Vorher als sehr gut befundene Randbereiche konnten nach der Wechselbelastung als Spalt in Erscheinung treten. Inwiefern die thermische Belastung einen Einfluss auf die Randgüte genommen hat, kann im vorliegenden Studiendesign nicht isoliert von der mechanischen Belastung betrachtet werden.

Die nachfolgende feuchte Lagerung der Proben von SF Cem hatte keine signifikanten Auswirkungen auf deren Randgüte, da der Median des „Note-1“-Randes sowohl im Schmelz als auch Dentin bereits nach Wechselbelastung bei 0 % lag.

Die vorgenannten Parameter und die Diversität der untersuchten Adhäsivsysteme lassen eine multifaktorielle Ursache für die differierenden Randqualitäten der Aufbaukomposite und Befestigungskomposite vermuten.

7.2.4 Einfluss der Randlokalisation

Die Verteilung der prozentualen Anteile perfekten Randes auf die einzelnen Randlagen erscheint im Vergleich der Systeme indifferent. Allein für LuxaCore Dual lässt sich vermuten, dass sich die Randqualität mit zunehmendem Abstand zur Schmelz-Zement-Grenze verbessert (Zeitpunkt TM 1). Die signifikant bessere Randintegrität in Randlage 1 nach der Kaubelastung kann durch den größeren Abstand dieser Randlage zum Kraftangriffspunkt des Kausimulators angenommen werden. Eine geringere Belastung des Kavitätenrandes ist an dieser Stelle wahrscheinlich.

Aufgrund des Verzichts auf eine Kronenversorgung werden alle Randbereiche der Probenzähne im Sinne eines Worst-case-Szenarios belastet. Dies könnte erklären, warum bei der Auswertung der prozentualen Anteile perfekten Randes keine signifikanten Unterschiede zwischen der dentinbegrenzten Lage und den schmelz-begrenzten Randlagen nach Kausimulation und Feuchtlagerung aufgedeckt werden

konnten. Die Anteile an „Note-1“-Rand nähern sich entweder der 0 %-Marke (SF Cem Automix und HMV) oder sie sind so weit gestreut, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Randlagen festgestellt werden können (Clearfil).

7.2.5 Diskussion der Ergebnisse der physikalischen Parameter

6.2.5.1 E-Modul und Biegefestigkeit

Der E-Modul gibt die relative Steifigkeit bzw. den Widerstand eines Materials gegen seine elastische Verformung an. Das klinische Verhalten einer postendodontischen Versorgung wird von der Größe der E-Module der einzelnen Komponenten geprägt. Weichen diese zu sehr voneinander ab, kommt es zur Stressentwicklung an den Grenzflächen der Komponenten bei jeder thermischen und mechanischen Belastung sowie während der Polymerisationsschrumpfung [Watts 1994]. Folglich sollten die Aufbaumaterialien dem Dentin ähnliche E-Module und Biegefestigkeiten erreichen, um Kaukräften sowie dem Polymerisationsschrumpfungsstress standzuhalten [Combe *et al.* 1999].

Der E-Modul der getesteten Materialien differierte zwischen 6,28 GPa für SF Cem Automix und 10,36 GPa für Clearfil. Die erreichten Werte liegen im Spektrum anderer Studien zu Aufbaukompositen [Combe *et al.* 1999, Rüttermann *et al.* 2011]. Rüttermann *et al.* untersuchten acht Bis-GMA-basierte Aufbaukomposite mit verschiedenen Aushärtungsmodi hinsichtlich ihrer physikalischen Eigenschaften nach Norm EN ISO 4049. Die Größe des E-Moduls der untersuchten Materialien differierte zwischen 3 und 12,8 GPa, wobei das lighthärtende Aufbaukomposit Clearfil Photo Core (Kuraray) signifikant größere Werte erreichte als die getesteten autopolymerisierenden Materialien Clearfil und Voco Rebuilda SC (Voco GmbH) [Rüttermann *et al.* 2011].

In der vorliegenden Untersuchung erzielte Clearfil Core signifikant höhere E-Modul-Werte als SF Cem und LuxaCore. Der E-Modul von Clearfil liegt damit dem durchschnittlichen E-Modul des Dentins von 18 GPa am nächsten [Craig und Peyton 1958]. Folglich scheint Clearfil in Bezug auf den E-Modul das geeignetste Material dieser Untersuchung für den Stumpfaufbau zu sein. Braga *et al.* untersuchten *in vitro* den Einfluss des E-Moduls von Füllungskompositen auf die Entwicklung von Spannungen entlang der adhäsiven Haftfläche zum Dentin in einem Finite-Elemente-Modell mit experimenteller Zug- und Scherbelastung. Die Belastung der Adhäsivschicht verringerte sich mit steigendem E-Modul bis zu einem Wert von 12 GPa [Braga *et al.* 2010]. Die Autoren schlussfolgerten, dass größere Diskrepanzen zwischen dem E-Modul der Zahnhartsubstanz und dem Komposit

zu einer vermehrten Spannungsentwicklung an deren Grenzfläche führt und folglich geringere Haftwerte resultieren können. Mit 10,36 GPa liegt Clearfil sogar über dem Bereich einiger modellierbarer Füllungskomposite [Ilie *et al.* 2013, Ilie *et al.* 2005]. Die höhere Rigidität, welche dem Dentin sehr nahekommt, verspricht eine geringere Belastung des adhäsiven Verbundes während der Mastikation. Das spiegelt sich auch in der signifikant größeren Bruchfestigkeit von Clearfil im Vergleich zu den anderen in dieser Untersuchung geprüften Materialien wider, die während des Bruchlastversuches erreicht wurde. Demgegenüber stehen die relativ niedrigen E-Module der selbstadhäsiven Befestigungskomposite (6,28 GPa; 6,86 GPa) und LuxaCore (6,5 GPa), welche sich in der vorliegenden Untersuchung nicht signifikant voneinander unterschieden.

Eine andere Bedeutung kommt dem E-Modul der Komposite bei der Polymerisationsschrumpfung zu. Spannungen, die sich während der Polymerisation ausbilden, sollen bei Materialien mit geringem E-Modul in größerem Umfang im Vergleich zu steiferen Materialien kompensiert werden können [Feilzer *et al.* 1990a]. Folglich wird angenommen, dass weniger Verbunddefekte und höhere Randspaltqualitäten direkt nach Aufbauherstellung bei kleinerem E-Modul resultieren [Kemp-Scholte und Davidson 1990]. Dennoch gibt es Untersuchungen, die Kompositen mit größerer Resistenz gegen plastische Verformung eine größere Widerstandsfähigkeit gegen Spaltbildung oder Frakturierung des Materials zusprechen [Furuichi *et al.* 2016, Li und White 1999].

Entsprechend der geringen Steifigkeit von SF Cem und LuxaCore kann von einem geringeren Einfluss der Polymerisationsschrumpfung der Materialien auf die Randqualität ausgegangen werden. Dennoch zeigten LuxaCore und SF Cem signifikant häufiger Integrationsverluste in Form von Spaltbildungen nach der thermozyklische Wechsellast im Vergleich zu Clearfil. Die Widerstandsfähigkeit des adhäsiven Verbundes von LuxaCore/LuxaBond und SF Cem auf okklusale Belastungen scheint kompromittiert. Dies zeigte sich ebenso in den Ergebnissen der Bruchlastversuche, in denen SF Cem und LuxaCore signifikant geringere Bruchfestigkeiten erreichten als Clearfil.

Gemäß der Literatur sind Art und Anteil der Füllpartikel im Aufbaukomposit wichtige Faktoren, welche die Größe von E-Modul und Biegefestigkeit bestimmen [Adabo *et al.* 2003, Kim *et al.* 2002]. Im Allgemeinen nimmt der E-Modul mit steigendem Füllstoffgehalt zu [Babu *et al.* 2012, Kim *et al.* 2002]. Aber auch die chemische Zusammensetzung der Matrix, vor allem das verwendete Monomer, hat einen wichtigen Einfluss [Asmussen und Peutzfeldt 1998, Sabbagh *et al.* 2002]. Asmussen und Peutzfeldt zeigten in ihrer Studie

auf, dass der E-Modul mit steigendem UDMA-Anteil sinkt. Vergleicht man die beiden Hybridkomposite Clearfil und LuxaCore miteinander, spiegelt sich der signifikant geringere E-Modul von LuxaCore in dem Gehalt an UDMA wider, welcher bei Clearfil gänzlich fehlt. Der zu erwartende geringere E-Modul für LuxaCore bestätigt sich in den Ergebnissen der durchgeführten Biegeversuche.

Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite unterscheiden sich in ihrer chemischen Zusammensetzung von den Hybridkompositen, was Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften zwischen den Materialgruppen erklären kann. Die Ergebnisse des Biegeversuchs deckten signifikante Unterschiede zwischen den Materialgruppen auf.

Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite enthalten Methacrylatmonomere mit sauren Phosphatgruppen, welche die Bindung an Calciumionen der Zahnhartsubstanz ermöglichen [De Munck *et al.* 2004]. Ihr Füllstoffgehalt ist mit 45 bis 55 Gew.-% (Herstellerangabe 3M ESPE) als niedrig einzustufen und kann die geringen E-Module der Materialgruppe erklären [Babu *et al.* 2012, Sabbagh *et al.* 2002]. Eine aktuelle Untersuchung bestätigt die hier gefundenen Ergebnisse [Furuichi *et al.* 2016]. RelyX Unicem 2 und weitere selbstadhäsive Befestigungskomposite erreichten signifikant geringere E-Module im Vergleich zu einem konventionellen Befestigungskomposit (Clearfil Esthetic Cement, Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japan).

Die Norm EN ISO 4049 fordert eine Mindestbiegefestigkeit von 50 MPa für Füllungs- und restaurative Kunststoffe, die nicht zur Herstellung von Okklusalfächen eingesetzt werden. Alle getesteten Materialien erfüllten die Mindestanforderungen. LuxaCore und Clearfil erreichten sogar Biegefestigkeiten von über 80 MPa. Sie entsprechen damit den Anforderungen für okklusionsgetragene Kunststoffe.

Die Ergebnisse von 3-Punkt-Biegeversuchen zur Ermittlung der Biegefestigkeit müssen kritisch betrachtet werden, da Imperfektionen der Materialoberfläche hier einen großen Einfluss haben können [Mecholsky 1995, Rodrigues *et al.* 2008]. Hierzu zählen Lufteinschlüsse oder Frakturen innerhalb des Materials. Hohe Biegefestigkeiten sprechen für eine hohe Resistenz des Materials gegen Craquelierung und Oberflächendefekte [Rodrigues *et al.* 2008].

Die in der Arbeit ermittelten Werte für die Biegefestigkeit liegen zwischen 73,1 MPa (SF Cem Automix) und 112,2 MPa (LuxaCore) mit relativ großen Standardabweichungen mit bis zu 9,8 MPa. Diese hohen Schwankungen könnten auf die Einarbeitung von Blasen während des Anmischvorganges oder bei der Applikation des Materials in die Matrize

zurückzuführen sein. Das mit der Hand vermenigte Präparat SF Cem HMV zeigte beispielhaft größere Standardabweichungen als die gleiche Materialkomposition in Form einer automatisierten Doppelkammerspritze (Automix).

Die Biegefestigkeiten der Hybridkomposite unterschieden sich hoch signifikant von denen der selbstadhäsiven Befestigungskomposite. Auffällig ist der divergierende Füllstoffgehalt der selbstadhäsiven Materialien (45–55 Gew.-%) im Vergleich zu den höher gefüllten Hybridkompositen LuxaCore (72 Gew.-%, DMG) und Clearfil (83 Gew.-%, Kuraray). Der geringere Füllstoffgehalt der selbstadhäsiven Befestigungskomposite kann einen negativen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften haben [Janda 1990] und spiegelt sich in den geringen Biegefestigkeiten wider [Kim *et al.* 2002], die in der vorliegenden Untersuchung für SF Cem gefunden wurden.

Nach Asmussen und Peutzfeldt steigt die Biegefestigkeit mit größerem UDMA-Gehalt der Komposite [Asmussen und Peutzfeldt 1998]. TEGDMA dagegen steht mit einer verringerten Biegefestigkeit in Verbindung [Ilie *et al.* 2005]. Ein signifikanter Unterschied in der Größe der Biegefestigkeit konnte nicht zwischen dem UDMA-haltigen LuxaCore und dem TEGDMA-haltigen Clearfil bestätigt werden.

7.2.5.2 Polymerisationsschrumpfung

Sämtliche in dieser Studie getesteten Materialien verzeichneten eine Volumenkontraktion während der Polymerisation. Dieses Phänomen basiert auf der Verminderung des intermolekularen Abstandes der zugesetzten Monomere infolge des Aushärtungsvorganges [Bausch *et al.* 1982]. Mit der Ausbildung kovalenter Bindungen rücken die Moleküle zusammen, wodurch sich die Dichte des Materials vergrößert. Die Masse der Probe bleibt dabei konstant, während sich das Volumen kontinuierlich mit steigender Umsetzung reaktiver Doppelbindungen (Konversionsrate) verringert. Die Polymerisationsschrumpfung wird ab dem Erreichen des Gel-Punktes als klinisch relevant erachtet. Sie ist initial am größten und endet mit dem Verbrauch aller reaktionsfähigen Doppelbindungen. Demnach findet eine Schrumpfung in beitragsmäßig geringerem Ausmaß auch noch nach der klinischen Aushärtungszeit statt. Erst nach 24 Stunden lässt sich keine signifikante Schrumpfung mehr verzeichnen [Feilzer *et al.* 1988]. In der vorliegenden Studie wurde ein Zeitraum von 15 Minuten zwischen der Polymerisation und der Messung eingehalten, sodass eine weitere Schrumpfung noch nach diesem Zeitpunkt zu erwarten ist.

Gegenwärtige Kompositmaterialien weisen Schrumpfungen zwischen 2 bis 3 Vol.-% auf [Labella *et al.* 1999, Nagem Filho *et al.* 2007, Rüttermann *et al.* 2007]. Fließfähige Komposite können sogar Volumenschrumpfungen bis zu 6 Vol.-% erreichen durch ihren reduzierten Füllstoffgehalt von meist weniger als 50 Vol.-% [Baroudi *et al.* 2007, Braga *et al.* 2005]. Die Schrumpfung der hier getesteten Materialien variierte von -0,3 Vol.-% (Clearfil) bis -1,6 Vol.-% (SF Cem Automix) und liegt damit deutlich unter denen der vorgenannten Untersuchungen.

Da die Polymerisationsschrumpfung von dem Ausmaß der Polymerisationsreaktion abhängt [Braga und Ferracane 2002], ist für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse unterschiedlicher Studien die Angabe der Konversionsrate des untersuchten Materials von Bedeutung. Selbsthärtende Materialien generieren oft geringere Konversionsraten durch die Ausbildung einer wesentlich kleineren Anzahl freier Radikale [Feilzer *et al.* 1993]. Clearfil als Vertreter der selbsthärtenden Aufbaumaterialien zeigte in dieser Studie die geringsten Schrumpfungswerte (-0,3 Vol.-%). Diese könnten mit dem Aushärtungsmodus als auch dem höheren Füllstoffgehalt von Clearfil in Zusammenhang stehen. Studien belegen die negative Korrelation von Füllstoffgehalt und Polymerisationsschrumpfung unabhängig von der Zusammensetzung der Matrix [Calheiros *et al.* 2004, Condon und Ferracane 2000].

Das selbstadhäsive Befestigungskomposit SF Cem Automix verzeichnete 5,3-fach höhere Schrumpfungswerte als das Hybridkomposit Clearfil. Der Füllstoffgehalt der selbstadhäsiven Befestigungskomposite liegt mit 45 bis 55 Gew.-% deutlich unter dem von Clearfil mit 83 Gew.-% (Herstellerangabe Kuraray) und könnte eine Erklärung für die signifikant größeren Schrumpfungswerte der selbstadhäsiven Materialien sein.

Die Größe der auftretenden Polymerisationsschrumpfung ist auch von der Zusammensetzung der Matrix abhängig [Braga *et al.* 2005]. So können größere Mengen von TEGDMA, welches die Viskosität der Aufbaukomposite herabsetzt, die Volumenschrumpfung erhöhen [Ellakwa *et al.* 2007]. Dies könnte eine Erklärung für die höheren Schrumpfungswerte des niedrig viskösen Hybridkomposits LuxaCore sein (-1,4 Vol.-%). Es konnte kein signifikanter Unterschied in der Volumenschrumpfung zwischen LuxaCore und SF Cem HMV festgestellt werden.

Die Polymerisationsschrumpfung ist ein Hauptgrund für das adhäsive Versagen von Befestigungs- und Aufbaumaterialien [Balkenhol *et al.* 2008, Spinell *et al.* 2009]. Sie gilt als ein Parameter für das Auftreten von Polymerisationsschrumpfstress [Braga *et al.* 2005]. Die damit verbundenen Spannungen an den Grenzflächen des aushärtenden

Materials nehmen mit der Größe der gebundenen zur freien Oberfläche (C-Faktor) zu [Feilzer *et al.* 1987] und können bestenfalls durch das viskoelastische Verhalten der Materialien in Teilen abgefangen werden [Braga *et al.* 2005]. Das Fließverhalten eines Komposits zu Beginn der Polymerisation als auch der wachsende E-Modul im weiteren Verlauf der Reaktion sind damit wichtige Faktoren in der Entwicklung des Polymerisationsschrumpungsstress [Bowen *et al.* 1983]. Durch die hohe Polymerisationsgeschwindigkeit von durch Licht gehärteten Materialien kommt es zu einer schnellen Erstarrung der Kompositmasse, was das Fließverhalten dieser Materialien unterbindet [Giachetti *et al.* 2007] und eine Kompensation des sich aufbauenden Schrumpungsstress erschwert [Braga *et al.* 2005]. Überschreiten die Schrumpungsspannungen die adhäsive Haftkraft, können vereinzelte Haftverbundverluste bis hin zu Randspaltbildungen resultieren. In der vorliegenden Untersuchung konnten keine Randspaltbildungen zum Zeitpunkt TM 1 ausgemacht werden, jedoch traten vermehrt Randunregelmäßigkeiten bei LuxaCore und SF Cem auf, was einen minderwertigen adhäsiven Verbund der Materialien zur Zahnhartsubstanz vermuten lässt. Die Ergebnisse zur Untersuchung der Polymerisationsschrumpung unterstützen damit die vorgenannten Befunde. Der Polymerisationsstress kann sich vor allem zum Dentin in einem Integrationsverlust äußern, da die Haftung von Kompositen zum Dentin weniger widerstandsfähig ist als zum Schmelz [Ferracane und Mitchem 2003]. Das könnte eine Erklärung sein für die signifikant geringere Randqualität von LuxaCore in der dentinbegrenzten Lage im Vergleich zu Clearfil.

7.2.5.3 Hygroskopische Expansion und Wasseraufnahme

Nach Norm EN ISO 4049 muss die Wasseraufnahme aller restaurativ geeigneten Kunststoffe kleiner oder gleich $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ sein. In der vorliegenden Untersuchung blieben alle getesteten Materialien unterhalb dieser Grenze. Die untersuchten Befestigungskomposite und Aufbaumaterialien zeigten eine hygroskopische Expansion in der Größenordnung von 0,3 bis 0,9 Vol.-%. Die Größe dieser Expansion differierte nicht signifikant zwischen den Materialgruppen, wohingegen sich der Volumenanteil der Wasseraufnahme zwischen den beiden Hybridkompositen und den selbstadhäsiven Befestigungskompositen hoch signifikant unterschied. Andere Untersuchungen zu konventionellen Hybridkompositen nach Norm EN ISO 4049 decken sich mit den in dieser Untersuchung gefundenen Ergebnissen [Rüttermann *et al.* 2011, Rüttermann *et al.* 2007].

Höhere Wasseraufnahmen konventioneller Komposite werden in Verbindung gebracht mit größeren Gewichtsanteilen an hydrophilen Polydimethacrylaten wie TEGDMA in der Kunststoffmatrix [Sideridou *et al.* 2003]. Die in LuxaCore und Clearfil enthaltenen hydrophilen Monomersysteme nehmen demnach einen signifikanten Einfluss auf die Wasseraufnahme der Materialien [Rüttermann *et al.* 2010]. Das TEGDMA-, Bis-GMA- und UDMA-haltige LuxaCore verzeichnete signifikant größere Wasseraufnahmen im Vergleich zum TEGDMA- und Bis-GMA-haltigen Clearfil. Siderou *et al.* untersuchten das Ausmaß der Wasseraufnahme der vorgenannten Monomersysteme [Sideridou *et al.* 2003]. Die größten Wassermengen wurden von TEGDMA absorbiert gefolgt von Bis-GMA. Die kleinsten Wasseraufnahmen konnten für UDMA nachgewiesen werden. Die wasseraufnehmenden Eigenschaften von Copolymerisaten dieser Monomere werden nach Siderou *et al.* insbesondere vom TEGDMA-Gehalt bestimmt. TEGDMA sowie UDMA werden den Kompositen als Verdünnungsmittel zugesetzt, um deren Fließigenschaften zu verbessern [Ilie *et al.* 2005]. Die niedrigere Viskosität von LuxaCore im Vergleich zu Clearfil lässt vermuten, dass die erhöhte Wasseraufnahme von LuxaCore durch einen prozentual höheren TEGDMA-Gehalt verursacht wird. Unabhängig von der Höhe der Wasseraufnahme unterschieden sich beide Hybridkomposite nicht in ihrer hygroskopischen Expansion. Die hygroskopische Expansion ist neben der Wasseraufnahme von der Löslichkeit des Komposits abhängig [Rüttermann *et al.* 2007]. Die Löslichkeit der vorgenannten Monomersysteme steigt von TEGDMA über Bis-GMA zu UDMA an [Sideridou *et al.* 2003]. Damit verbunden ist das Entweichen unreaktiver Monomere aus dem Polymergerüst, welche in der Folge durch Wassermoleküle ersetzt werden können, ohne eine Schwellung des Materials hervorzurufen [Rüttermann *et al.* 2007]. Die vorgenannten Überlegungen lassen vermuten, dass LuxaCore eine höhere Löslichkeit aufweist im Vergleich zu Clearfil. Die gleich hohe Volumenerweiterung der beiden Hybridkomposite infolge der Wasserlagerung könnte damit erklärt werden.

Die Matrix der selbstadhäsiven Befestigungskomposite enthält TEGDMA und saure Monomerester mit freien Phosphatgruppen. Diese führen zu einer gesteigerten Hydrophilie der selbstadhäsiven Materialien im Vergleich zu den Hybridkompositen [Vrochari *et al.* 2010]. Die sauren Monomere sind ursächlich für den selbstadhäsiven Charakter der Befestigungskomposite und deren Haftung zur Zahnhartsubstanz, während TEGDMA als Vernetzungsmonomer fungiert. Im Verlauf der Polymerisation wird die Matrix zunehmend

hydrophober durch Bindung von Calcium-Ionen aus dem Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz und die Vernetzung mit den zugesetzten alkalischen Füllerpartikeln [Ferracane *et al.* 2011]. Bei dieser Säure-Basen-Reaktion kommt es zusätzlich zum Ausscheiden von Wassermolekülen. Das Wasser kann sich an die noch freien reaktiven Gruppen der Polymerstruktur heften, welche nicht zuvor mit den basischen Füllerpartikeln reagiert haben. Eine hohe Wasseraufnahme geht demnach mit größeren Mengen an unreaktierten Phosphatgruppen einher [Ferracane 2006]. Die größere Hydrophilie der Matrix der selbstadhäsiven Befestigungskomposite und die zusätzliche Wassereinlagerung infolge der Neutralisationsreaktion könnten eine Erklärung für die größere Wasseraufnahme von SF Cem im Vergleich zu den Hybridkompositen sein. In-vitro-Untersuchungen mit dem Vorgängerprodukt RelyX Unicem zeigten ähnliche Wasseraufnahmen wie SF Cem in der vorliegenden Untersuchung [Nakamura *et al.* 2010].

Klinisch kann sich eine Wasseraufnahme in verminderten physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Aufbaumaterialien widerspiegeln [Ortengren *et al.* 2000, Sarrett *et al.* 1991]. Grund dafür ist das Auftreten von Haftverlusten zwischen Silan und Füllpartikel sowie zwischen den Füllpartikeln und der Matrix. Auch eine hydrolytische Degradation der Füllpartikel selbst konnte beobachtet werden [Söderholm *et al.* 1984]. Damit verschlechtern sich die Parameter Biegefestigkeit, E-Modul und Abrasionsverhalten signifikant [Oysaed und Ruyter 1986, Sarrett *et al.* 1991]. Andere Studien proklamieren den positiven Effekt einer Kompensation der Polymerisationsschrumpfung durch die Volumenzunahme und eine damit verbundene verbesserte marginale Dichtigkeit [Feilzer *et al.* 1990b] durch Spaltreduktion [Huang *et al.* 2002]. Eine Verbesserung der marginalen Integrität kann aufgrund der Ergebnisse der Randanalyse der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden.

7.2.5.4 Aushärtungstiefe

Nach Norm EN ISO 4049 wird eine Polymerisationstiefe von 1 mm pro Minute Belichtungszeit für rein lichthärtende Komposite gefordert. Die drei untersuchten dualhärtenden Materialien LuxaCore (8 mm), SF Cem Automix (12,8 mm) und SF Cem HMV (13,4 mm) lagen deutlich über diesem Grenzwert. Bei den vorgenannten Materialien kann von einer vollständigen Aushärtung gemäß der zeitlichen Herstellervorgaben ausgegangen werden. Die Polymerisationstiefe unterscheidet sich signifikant zwischen den einzelnen Gruppen. Eine längere Bearbeitungszeit durch das manuelle Vermischen

der Materialkomponenten könnte eine Erklärung für die signifikant größere Aushärtungstiefe von SF Cem HMV im Vergleich zu der Automixvariante sein. In der zusätzlichen Bearbeitungszeit beginnen die zugesetzten Initiatoren bereits mit der dunkelhärtenden Polymerisation. Die Aushärtungstiefe der selbstadhäsiven Befestigungskomposite von über 12 Millimetern lässt vermuten, dass bereits innerhalb kurzer Belichtungszeiten (unter 60 Sekunden) die Aushärtung des Befestigungsmaterials entlang der gesamten Stiftlänge sichergestellt ist. Die damit verbundene schnelle Polymerisation reduziert die Zeit, die dem Material ein Nachfließen ermöglicht, sodass die Matrix innerhalb weniger Sekunden zu einer festen Masse erstarrt [Braga *et al.* 2005]. Infolge der weiteren Polymerisation und Quervernetzung der Matrix bauen sich unmittelbar nach der Photoinitiation Spannungen auf. Diese auftretenden Polymerisationsspannungen können bei Überschreiten der Haftkraft zur Zahnhartsubstanz die Randintegrität negativ beeinflussen. Die signifikant geringeren Anteile perfekten Randes, die direkt nach der Aufbauherstellung mit SF Cem beurteilt wurden, lassen hohe Polymerisationsspannungen als Ursache vermuten.

8 Zusammenfassung

Für die Wiederherstellung tief zerstörter Zähne mittels Faserstift und direktem plastischen Stumpfaufbau haben sich die sogenannten Post-and-Core-Materialien, welche auf dem Etch-and-rinse- oder Self-etch-Prinzip basieren, etabliert. Eine weitere Vereinfachung des klinischen Ablaufs für die Herstellung eines Stift-Stumpf-Aufbaus wird durch die Verwendung selbstadhäsiver Befestigungskomposite propagiert, bei denen es keiner zeitaufwendigen und techniksensitiven Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz bedarf.

Die vorliegende In-vitro-Studie hatte zum Ziel, einen experimentellen, modifizierten selbstadhäsiven Befestigungskomposit auf Eignung als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines Stift-Stumpf-Aufbaus mit Faserstift zu prüfen. Zwei unterschiedliche Darreichungsformen des selbstadhäsiven Befestigungskomposits SF Cem (Handmischverfahren und Automix) wurden untersucht. Als Vergleichsmaterial dienten zwei auf dem Markt bereits etablierte Aufbaukomposite, welche mit Etch-and-rinse-Systemen arbeiten (Clearil Core, LuxaCore Dual). Untersucht wurden die Randintegrität, die Bruchfestigkeit und das Frakturverhalten von Stift-Stumpf-Aufbauten aus den vorgenannten Materialien. Die vorliegenden Ergebnisse weisen einen deutlichen Unterschied zwischen den Materialien hinsichtlich ihrer Bruchlast und Randintegrität nach. Das Material Clearfil Core erscheint hinsichtlich beider Parameter den anderen getesteten Materialien überlegen. LuxaCore Dual zeigte gegenüber dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit SF Cem vergleichbare Ergebnisse. Ursachen dafür wurden durch eine sich anschließende Untersuchung der werkstoffkundlichen Parameter evaluiert. Auch hier zeigen die Daten für LuxaCore und SF Cem vergleichbare Werte hinsichtlich Biegefestigkeit und E-Modul. Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite demonstrierten signifikant höhere Wasseraufnahmen nach einem Zeitraum von 30 Tagen im Vergleich zu den getesteten Aufbaukompositen. Ein Aufquellen der selbstadhäsiven Materialien könnte Ursache für die ausgeprägte Spaltbildung am Restaurationsrand sein. Aufgrund der festgestellten unzureichenden mechanischen Eigenschaften und auch der nachgewiesenen geringen Frakturstabilität und Randqualität kann die Anwendung der *in vitro* untersuchten selbstadhäsiven Befestigungskomposite als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung von Stift-Stumpf-Aufbauten nicht empfohlen werden.

9 Literaturverzeichnis

- 1 Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005;9(3):161-7.
- 2 Adabo GL, dos Santos Cruz CA, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *J Dent* 2003;31(5):353-9.
- 3 Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(2):155-62.
- 4 Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):431-7.
- 5 Al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J* 2001;34(1):40-6.
- 6 Al-Wahadni A, Gutteridge DL. An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration. *Int Endod J* 2002;35(11):913-8.
- 7 Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res* 1992;71(9):1619-22.
- 8 Altmann AS, Leitune VC, Collares FM. Influence of Eugenol-based Sealers on Push-out Bond Strength of Fiber Post Luted with Resin Cement: Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod* 2015;41(9):1418-23.
- 9 Amin RA, Mandour MH, Abd El-Ghany OS. Fracture Strength and Nanoleakage of Weakened Roots Reconstructed Using Relined Glass Fiber-Reinforced Dowels Combined with a Novel Prefabricated Core System. *J Prosthodont* 2014; 23(6):484-94.
- 10 Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):256-63.
- 11 Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod* 2003;29(4):248-51.
- 12 Arrais CA, Kasaz Ade C, Albino LG, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. *Braz Oral Res* 2010;24(2):245-9.
- 13 Aschenbrenner CM, Lang R, Handel G, Behr M. Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig* 2012;16(1):191-200.

- 14 Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14(1):51-6.
- 15 Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):321-9.
- 16 Attin T, Hellwig E, Hilgers RD, Zimmermann U. Fracture toughness of pin-retained class 4 restorations. *Oper Dent* 1994;19(3):110-5.
- 17 Babu MR, RaviKiran V, Vinod V, Saraswathi D, Rao VN. Comparative analysis for selection of resin luting cements based on filler content: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2012;13(4):481-6.
- 18 Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 1998;24(11):703-8.
- 19 Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):218-23.
- 20 Balkenhol M, Knapp M, Ferger P, Heun U, Wostmann B. Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dent Mater* 2008;24(11):1575-84.
- 21 Bandyopadhyay S. A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J Biomed Mater Res* 1982;16(2):135-44.
- 22 Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, Watts DC. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *J Dent* 2007;35(8):651-5.
- 23 Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 1982;48(1):59-67.
- 24 Beech DR, Tyas MJ, Solomon A. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dent Mater* 1991;7(1):15-7.
- 25 Behr M, Hansmann M, Rosentritt M, Handel G. Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. *Clin Oral Investig* 2009;13(4):459-64.
- 26 Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *Int Endod J* 2011;44(9):817-26.
- 27 Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? *Clin Oral Investig* 2014a;18(3):927-34.
- 28 Bitter K, Eirich W, Neumann K, Weiger R, Krastl G. Effect of cleaning method, luting agent and preparation procedure on the retention of fibre posts. *Int Endod J* 2012a;45(12):1116-26.

- 29 Bitter K, Glaser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS One* 2014b;9(2):e86294.
- 30 Bitter K, Hambaryan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal. *Eur J Oral Sci* 2013;121(4):349-54.
- 31 Bitter K, Meyer-Lückel H, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent* 2006a;19(3):138-42.
- 32 Bitter K, Meyer-Lückel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J* 2006b;39(10):809-18.
- 33 Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of pretreatment and thermocycling on bond strength of resin core materials to various fiber-reinforced composite posts. *J Adhes Dent* 2008;10(6):481-9.
- 34 Bitter K, Nötzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence Int* 2007;38(2):121-8.
- 35 Bitter K, Nötzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lückel H, Neumann K, Kielbassa AM. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. *J Endod* 2009a;35(11):1477-82.
- 36 Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM. A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. *Int Endod J* 2004;37(12):840-8.
- 37 Bitter K, Paris S, Pfürtner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci* 2009b;117(3):326-33.
- 38 Bitter K, Perdigao J, Exner M, Neumann K, Kielbassa A, Sterzenbach G. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Oper Dent* 2012b;37(4):397-405.
- 39 Bitter K, Perdigao J, Hartwig C, Neumann K, Kielbassa AM. Nanoleakage of luting agents for bonding fiber posts after thermomechanical fatigue. *J Adhes Dent* 2011;13(1):61-9.
- 40 Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 2006c;95(4):302-10.
- 41 Bitter K, Schubert A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G, Rüttermann S. Are self-adhesive resin cements suitable as core build-up materials? Analyses of maximum load capability, margin integrity, and physical properties. *Clin Oral Investig* 2015. DOI: 10.1007/s00784-015-1623-0

- 42 Blankenstein F, Naumann M, Lange K. Überlebenswahrscheinlichkeit endodontisch behandelter Zähne – Vorschlag zur klinischen Erfassung des Erhaltungsgrades. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;(57):558-61.
- 43 Blunck U. [SEM evaluation of the margins of composite fillings in dentin in vitro]. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988;43(8):939-43.
- 44 Blunck U, Zaslansky P. Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *J Adhes Dent* 2011;13(1):23-9.
- 45 Böckler A, Böckler L, Eppendorf K, Schaller HG, Gernhardt CR. A prospective, randomized clinical trial of a two-step self-etching vs two-step etch-and-rinse adhesive and SEM margin analysis: four-year results. *J Adhes Dent* 2012;14(6):585-92.
- 46 Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2007;(1):CD004623.
- 47 Bonfante EA, Pegoraro LF, de Goes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater* 2008;24(4):483-91.
- 48 Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18(8):596-602.
- 49 Bouillaguet S, Trösch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19(3):199-205.
- 50 Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1983;106(4):475-7.
- 51 Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):962-70.
- 52 Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002;29(3):257-62.
- 53 Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81(2):114-8.
- 54 Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 2003;134(6):721-8.
- 55 Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e38-49.

- 56 Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24(1):90-101.
- 57 Burke FJ, Shaglouf AG, Combe EC, Wilson NH. Fracture resistance of five pin-retained core build-up materials on teeth with and without extracoronal preparation. *Oper Dent* 2000;25(5):388-94.
- 58 Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990;64(4):412-8.
- 59 Buttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J* 2009;42(1):47-53.
- 60 Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2001;14(1):58-64.
- 61 Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci* 2005;113(6):525-30.
- 62 Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008;21(4):328-36.
- 63 Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent* 2004;32(5):407-12.
- 64 Carvalho CA, Cantoro A, Mazzoni A, Goracci C, Breschi L, Ferrari M. Effect of ethanol application on post-luting to intraradicular dentine. *Int Endod J* 2009;42(2):129-35.
- 65 Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR, Pashley DH. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res* 2003;82(8):597-601.
- 66 Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 1996;21(1):17-24.
- 67 Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):101-6.
- 68 Chalifoux PR. Restoration of endodontically treated teeth: review, classification, and post design. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10(2):247-54; quiz 56.
- 69 Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res* 2005;84(3):223-7.

- 70 Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH, Prati C. Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dent Mater* 2004;20(9):796-803.
- 71 Choi Y, Pae A, Park EJ, Wright RF. The effect of surface treatment of fiber-reinforced posts on adhesion of a resin-based luting agent. *J Prosthet Dent* 2010;103(6):362-8.
- 72 Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater* 2004;20(4):345-51.
- 73 Coca I, Schwickerath H. [Stress distribution in crowns in the anterior region]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1987;42(4):338-41.
- 74 Combe EC, Shaglouf AM, Watts DC, Wilson NH. Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater* 1999;15(3):158-65.
- 75 Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;131(4):497-503.
- 76 Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001;10(1):26-36.
- 77 Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res* 1958;37(4):710-8.
- 78 Creugers NH, Mentink AG, Fokkinga WA, Kreulen CM. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont* 2005;18(1):34-9.
- 79 Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: three-year results. *Dent Mater* 2012;28(3):229-36.
- 80 Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, Ferrari M. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod* 2006;32(6):537-40.
- 81 Dadresanfar B, Khalilak Z, Shiekholeslami M, Afshar S. Comparative study of the sealing ability of the lateral condensation technique and the BeeFill system after canal preparation by the Mtwo NiTi rotary system. *J Oral Sci* 2010;52(2):281-5.
- 82 Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000;79(3):818-23.
- 83 Davidson CL, Davidson-Kaban SS. Handling of mechanical stresses in composite restorations. *Dent Update* 1998;25(7):274-9.
- 84 De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20(10):963-71.

- 85 Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998;24(12):807-10.
- 86 Dietschi D, Ardu S, Rossier-Gerber A, Krejci I. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after in vitro occlusal loading: evaluation of post material influence. *J Adhes Dent* 2006;8(6):409-19.
- 87 Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008;39(2):117-29.
- 88 Donmez N, Ari H, Belli S. Effect of storage temperature on bond strength of a self-etch adhesive system to pulp chamber dentin. *Eur J Dent* 2009;3(4):314-7.
- 89 Drummond JL, Toepke TR, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 1999;107(3):220-4.
- 90 Duarte S, Jr., Botta AC, Meire M, Sadan A. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *J Prosthet Dent* 2008;100(3):203-10.
- 91 Dunninger P, Einwag J, Sitter H. [Reproducibility of measurements to assess the quality of dental restorations]. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46(3):212-4.
- 92 Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. Aufbau endodontisch behandelte Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:199-201.
- 93 Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 1993;24(9):632-40.
- 94 Ellakwa A, Cho N, Lee IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 2007;23(10):1229-35.
- 95 Erdemir A, Ari H, Gungunes H, Belli S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod* 2004;30(2):113-6.
- 96 Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, Sorrentino R. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014;34(2):165-77.
- 97 Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66(11):1636-9.
- 98 Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988;59(3):297-300.
- 99 Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 1990a;6(3):167-71.

- 100 Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 1990b;69(1):36-9.
- 101 Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 1993;9(1):2-5.
- 102 Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, Davidson CL. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1995;11(3):186-90.
- 103 Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 2001;14(4):355-63.
- 104 Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):556-62.
- 105 Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22(3):211-22.
- 106 Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20(1):121-31.
- 107 Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent* 2003;16(4):239-43.
- 108 Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38(4):295-314.
- 109 Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, Cadenaro M, Breschi L. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res* 2009;88(10):951-6.
- 110 Ferrari M, Grandini S, Simonetti M, Monticelli F, Goracci C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;94(5):627-31.
- 111 Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000a;13(5):255-60.
- 112 Ferrari M, Scotti R. Classification of endodontic posts. In: *Fiber posts: characteristics and clinical applications*. Masson, Milano; 2002:7-14.
- 113 Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000b;13(Spec No):15B-8B.
- 114 Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater* 2001;17(5):422-9.
- 115 Ferrari M. Introduction. In: Ferrari M, Breschi L, Grandini S. *Fiber posts and endodontically treated teeth: a compendium of scientific and clinical perspectives*. Wendywood: Modern Dentistry Media, 2008:9-13.

- 116 Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31(1):18-22.
- 117 Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004;17(4):476-82.
- 118 Foley J, Saunders E, Saunders WP. Strength of core build-up materials in endodontically treated teeth. *Am J Dent* 1997;10(4):166-72.
- 119 Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 2003;28(5):543-51.
- 120 Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil* 2005;32(2):97-104.
- 121 Frankenberger R, Hehn J, Hajto J, Kramer N, Naumann M, Koch A, Roggendorf MJ. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):177-83.
- 122 Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2012;28(9):1032-9.
- 123 Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80(2):151-7.
- 124 Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am* 2001;45(1):103-16.
- 125 Furuichi T, Takamizawa T, Tsujimoto A, Miyazaki M, Barkmeier WW, Latta MA. Mechanical Properties and Sliding-impact Wear Resistance of Self-adhesive Resin Cements. *Oper Dent* 2016;41(3):E83-92.
- 126 Gajewski VE, Pfeifer CS, Froes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J* 2012;23(5):508-14.
- 127 Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.
- 128 Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27(5):321-4.
- 129 Giachetti L, Bertini F, Bambi C, Scaminaci Russo D. A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress. *Minerva Stomatol* 2007;56(3):129-38.
- 130 Goldman M, DeVitre R, White R, Nathanson D. An SEM study of posts cemented with an unfilled resin. *J Dent Res* 1984;63(7):1003-5.

- 131 Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008;87(12):1122-6.
- 132 Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent* 2006;8(5):327-35.
- 133 Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod* 2005a;31(8):608-12.
- 134 Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:77-83.
- 135 Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 2007;35(11):827-35.
- 136 Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005b;30(5):627-35.
- 137 Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112(4):353-61.
- 138 Gu XH, Mao CY, Liang C, Wang HM, Kern M. Does endodontic post space irrigation affect smear layer removal and bonding effectiveness? *Eur J Oral Sci* 2009;117(5):597-603.
- 139 Guignes P, Faure J, Maurette A. Relationship between endodontic preparations and human dentin permeability measured in situ. *J Endod* 1996;22(2):60-7.
- 140 Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979;42(1):39-44.
- 141 Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Br Dent J* 2014;216(6):299-303.
- 142 Hattar S, Hatamleh MM, Sawair F, Al-Rabab'ah M. Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *Saudi Dent J* 2015;27(2):70-4.
- 143 Hellwig E, Klimek J, Achenbach K. [Effects of an incremental application technique on the polymerization of two light-activated composite filling materials]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991;46(4):270-3.
- 144 Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):438-45.

- 145 Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent* 2001;29(6):427-33.
- 146 Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007;23(1):71-80.
- 147 Huang C, Tay FR, Cheung GS, Kei LH, Wei SH, Pashley DH. Hygroscopic expansion of a compomer and a composite on artificial gap reduction. *J Dent* 2002;30(1):11-9.
- 148 Hussey DL, Biagioni PA, McCullagh JJ, Lamey PJ. Thermographic assessment of heat generated on the root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1997;30(3):187-90.
- 149 Huysmans MC, Peters MC, Van der Varst PG, Plasschaert AJ. Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. *Int Endod J* 1993;26(5):294-300.
- 150 Ikram OH, Patel S, Sauro S, Mannocci F. Micro-computed tomography of tooth tissue volume changes following endodontic procedures and post space preparation. *Int Endod J* 2009;42(12):1071-6.
- 151 Ilie N, Bauer H, Draenert M, Hickel R. Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Oper Dent* 2013;38(2):159-67.
- 152 Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;60(6):321-334.
- 153 Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig* 2012;16(2):505-12.
- 154 Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):78-82.
- 155 Janda R. Kunststoffverbundsysteme - Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. Weinheim: VCH; 1990:53-55.
- 156 Janda R. Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Kappert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6 ed. Heidelberg, Germany: Georg Thieme Verlag; 2005:208.
- 157 Kasahara E, Yasuda E, Yamamoto A, Anzai M. Root canal system of the maxillary central incisor. *J Endod* 1990;16(4):158-61.
- 158 Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652-61.
- 159 Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990;69(6):1240-3.

- 160 Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26(5):372-8.
- 161 Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):642-9.
- 162 Kölpin M, Sterzenbach G, Naumann M. Composite filling or single crown? The clinical dilemma of how to restore endodontically treated teeth. *Quintessence Int* 2014;45(6):457-66.
- 163 Krastl G, Gugger J, Deyhle H, Zitzmann NU, Weiger R, Müller B. Impact of adhesive surface and volume of luting resin on fracture resistance of root filled teeth. *Int Endod J* 2011;44(5):432-9.
- 164 Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):357-63.
- 165 Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15(2):128-37.
- 166 Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res* 2006;85(4):364-8.
- 167 Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007;138(12):1599-603.
- 168 Leevailoj C, Ua-wutthikrerk P, Poolthong S. Shear bond strength of dual-cured and self-cured resin composites to dentin using different bonding agents and techniques. *Oper Dent* 2007;32(2):149-59.
- 169 Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)* 2006;119(4):305-11.
- 170 Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):597-609.
- 171 Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dent Mater J* 2010;29(4):425-32.
- 172 Lipski M, Mrozek J, Drozdziak A. Influence of water cooling on root surface temperature generated during post space preparation. *J Endod* 2010;36(4):713-6.
- 173 Liu X, Chen F. A review of void formation and its effects on the mechanical performance of carbon fiber reinforced plastic. *Engineering Transactions* 2016;64(1):33-51.

- 174 Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):32-6.
- 175 Loney RW, Moulding MB, Ritsco RG. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):247-51.
- 176 Lopes GC, Vieira LC, Araujo E, Bruggmann T, Zucco J, Oliveira G. Effect of dentin age and acid etching time on dentin bonding. *J Adhes Dent* 2011;13(2):139-45.
- 177 Lüscher B, Lutz F, McDermott T, Muhlemann HR. The prevention of microleakage and achievement of optimal marginal adaptation. *J Prev Dent* 1977;4(2):16-21.
- 178 Lui JL. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. *Oper Dent* 1994;19(5):165-8.
- 179 Lutz F, Setcos JC, Phillips RW, Roulet JF. Dental restorative resins. Types and characteristics. *Dent Clin North Am* 1983;27(4):697-712.
- 180 Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD. Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J Endod* 1984;10(10):477-83.
- 181 Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22(5):425-33.
- 182 Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000;16(1):33-40.
- 183 Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999a;1(2):153-8.
- 184 Mannocci F, Innocenti M, Bertelli E, Ferrari M. Dye leakage and SEM study of roots obturated with Thermafill and dentin bonding agent. *Endod Dent Traumatol* 1999b;15(2):60-4.
- 185 Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater* 2004;20(3):293-6.
- 186 Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson TF. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Am J Dent* 2001;14(4):200-4.
- 187 Marghalani HY. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2012;28(10):e187-98.
- 188 Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25(6):441-58.

- 189 Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. *Clin Oral Investig* 2012;16(3):909-15.
- 190 Mecholsky JJ, Jr. Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 1995;11(2):111-2.
- 191 Mendoza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent* 1994;72(6):591-4.
- 192 Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997;78(1):10-4.
- 193 Mentink AG, Creugers NH, Meeuwissen R, Leempoel PJ, Kayser AF. Clinical performance of different post and core systems--results of a pilot study. *J Oral Rehabil* 1993;20(6):577-84.
- 194 Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 2001;34(5):346-53.
- 195 Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 2010;104(2):92-7.
- 196 Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res* 1990;69(10):1659-63.
- 197 Momoi Y, McCabe JF. Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br Dent J* 1994;176(3):91-6.
- 198 Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008a;13(3):E214-21.
- 199 Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. *Dent Mater* 2004;20(2):176-83.
- 200 Monticelli F, Goracci C, Grandini S, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Scanning electron microscopic evaluation of fiber post-resin core units built up with different resin composites. *Am J Dent* 2005;18(1):61-5.
- 201 Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008b;87(10):974-9.
- 202 Monticelli F, Osorio R, Tay FR, Sadek FT, Ferrari M, Toledano M. Resistance to thermo-mechanical stress of different coupling agents used as intermediate layer in resin-fiber post bonds. *Am J Dent* 2007;20(6):416-20.
- 203 Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82(6):643-57.

- 204 Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27(12):753-7.
- 205 Nagem Filho H, Nagem HD, Francisconi PA, Franco EB, Mondelli RF, Coutinho KQ. Volumetric polymerization shrinkage of contemporary composite resins. *J Appl Oral Sci* 2007;15(5):448-52.
- 206 Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res* 2010;54(2):59-64.
- 207 Nathanson D, Dias KR, Ashayeri N. The significance of retention in post and core restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1993;5(3):82-90.
- 208 Naumann M. Wann Wurzelstifte indiziert sind - Klassifikation und Therapiekonzept. *Quintessenz* 2003;54(9):931-8.
- 209 Naumann M, Kölpin M, Beuer F, Meyer-Lückel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod* 2012;38(4):432-5.
- 210 Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil* 2009;36(4):299-312.
- 211 Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Oper Dent* 2006a;31(6):699-704.
- 212 Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater* 2007;23(2):138-44.
- 213 Naumann M, Rosentritt M, Preuss A, Dietrich T. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. *J Dent* 2006b;34(10):790-5.
- 214 Naumann M, Sterzenbach G, Proschel P. Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74(2):829-34.
- 215 Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008;34(8):1006-10.
- 216 Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. *Acta Biomater* 2010;6(11):4389-95.

- 217 Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Meyer-Lückel H, Frankenberger R. Self-adhesive cements as core build-ups for one-stage post-endodontic restorations? *Int Endod J* 2011;44(3):195-202.
- 218 Naumann M, Blankenstein F, Lange KP. Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;57:554-7.
- 219 Nazari A, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. 3D assessment of void and gap formation in flowable resin composites using optical coherence tomography. *J Adhes Dent* 2013;15(3):237-43.
- 220 Newesely H. [The chemical structure of acrylics in restorative dentistry]. *Dtsch Zahnärztl Z* 1974;29(5):436-41.
- 221 Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):360-7.
- 222 Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 1999;12(4):177-80.
- 223 Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001;86(3):304-8.
- 224 Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas KT. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. *J Dent* 2013;41(11):1020-6.
- 225 Ortengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):141-7.
- 226 Oysaed H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1986;20(2):261-71.
- 227 Ozturk B, Ozer F. Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. *J Endod* 2004;30(5):362-5.
- 228 Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997;42(1):11-7.
- 229 Park JW, Ferracane JL. Water aging reverses residual stresses in hydrophilic dental composites. *J Dent Res* 2014;93(2):195-200.
- 230 Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 1989;16(1):57-61.
- 231 Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002;23(13):2667-82.

- 232 Perdigao J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont* 2007;16(3):154-64.
- 233 Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006;22(8):752-8.
- 234 Pereira JR, Valle AL, Ghizoni JS, So MV, Ramos MB, Lorenzoni FC. Evaluation of push-out bond strength of four luting agents and SEM observation of the dentine/fiberglass bond interface. *Int Endod J* 2013;46(10):982-92.
- 235 Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand* 1995;53(1):29-34.
- 236 Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004;32(2):109-15.
- 237 Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod* 2005;31(12):891-4.
- 238 Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater* 2007;23(2):211-7.
- 239 Powers JM, Hostetler RW, Dennison JB. Thermal expansion of composite resins and sealants. *J Dent Res* 1979;58(2):584-7.
- 240 Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent* 1999;24(2):66-72.
- 241 Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 2003;34(5):366-9.
- 242 Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008;10(4):251-8.
- 243 Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):303-8.
- 244 Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont* 2010;19(8):639-46.
- 245 Reagan SE, Fruits TJ, Van Brunt CL, Ward CK. Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. *Quintessence Int* 1999;30(1):61-7.
- 246 Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 2003;29(2):125-31.

- 247 Rodrigues SA, Jr., Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dent Mater* 2008;24(3):426-31.
- 248 Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater* 2004;20(5):463-9.
- 249 Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000;27(7):595-601.
- 250 Roulet JF. A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 1987;18(8):543-52.
- 251 Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3(1):147-58; discussion 58-9.
- 252 Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr., Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 1993;6(2):91-5.
- 253 Rüttermann S, Alberts I, Raab WH, Janda RR. Physical properties of self-, dual-, and light-cured direct core materials. *Clin Oral Investig* 2011;15(4):597-603.
- 254 Rüttermann S, Dluzhevskaya I, Grosssteinbeck C, Raab WH, Janda R. Impact of replacing Bis-GMA and TEGDMA by other commercially available monomers on the properties of resin-based composites. *Dent Mater* 2010;26(4):353-9.
- 255 Rüttermann S, Krüger S, Raab WH, Janda R. Polymerization shrinkage and hygroscopic expansion of contemporary posterior resin-based filling materials--a comparative study. *J Dent* 2007;35(10):806-13.
- 256 Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater* 2002;18(1):64-71.
- 257 Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod* 2006;32(12):1174-7.
- 258 Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 2004a;29(1):60-8.
- 259 Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 2003;5(2):153-62.
- 260 Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont* 2004b;17(3):307-12.
- 261 Sahmali SM, Saygili G. Compressive shear strength of core materials and restoring techniques. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20(3):277-83.

- 262 Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod* 2006;32(8):752-5.
- 263 Samran A, Al-Afandi M, Kadour JA, Kern M. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):86-91.
- 264 Samran A, El Bahra S, Kern M. The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dent Mater* 2013;29(12):1280-6.
- 265 Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;17(6):542-56.
- 266 Sano H, Kanemura N, Burrow MF, Inai N, Yamada T, Tagami J. Effect of operator variability on dentin adhesion: students vs. dentists. *Dent Mater J* 1998;17(1):51-8.
- 267 Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent* 2014;39(1):E31-44.
- 268 Sarrett DC, Soderholm KJ, Batich CD. Water and abrasive effects on three-body wear of composites. *J Dent Res* 1991;70(7):1074-81.
- 269 Schaller HG, Götze W, Bertrams U. [Testing the marginal adaptation of various composite acrylics in posterior teeth]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1988;43(8):914-8.
- 270 Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. *Oper Dent* 2008;33(5):516-25.
- 271 Schmage P, Nergiz I, Platzer U, Pfeiffer P. Yield strength of fiber-reinforced composite posts with coronal retention. *J Prosthet Dent* 2009a;101(6):382-7.
- 272 Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M. Wear and hardness of different core build-up materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009b;91(1):71-9.
- 273 Schmeissner H. [The behavior of pin-stump constructions with and without circular stump rings in a loading experiment]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1977;32(9):701-3.
- 274 Schöeder HE, Scherle W. [Structural characteristics of the inorganic dentin walls of the pulp in young and older subjects]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1988;98(4):357-66.
- 275 Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30(5):289-301.

- 276 Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 1992;18(7):332-5.
- 277 Sequeira-Byron P, Fedorowicz Z, Carter B, Nasser M, Alrowaili EF. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2015;9:CD009109.
- 278 Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(3):381-7.
- 279 Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Ultrasound effects after post space preparation: An SEM study. *J Endod* 2006;32(6):549-52.
- 280 Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2002;23(8):1819-29.
- 281 Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655-65.
- 282 Sindel J, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent* 1999;27(3):175-81.
- 283 Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-cores systems. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):262-9.
- 284 Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. *Int Endod J* 2012;45(2):136-45.
- 285 Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* 2005;19(1):11-6.
- 286 Sobrinho LC, Cattell MJ, Knowles JC. Fracture strength of all-ceramic crowns. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9(10):555-9.
- 287 Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984;63(10):1248-54.
- 288 Sorensen JA. Current perspectives in the restoration of endodontically treated teeth. *Alpha Omegan* 1988;81(4):65-72.
- 289 Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;64(4):419-24.
- 290 Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51(6):780-4.

- 291 Souza RO, Lombardo GH, Michida SM, Galhano G, Bottino MA, Valandro LF. Influence of brush type as a carrier of adhesive solutions and paper points as an adhesive-excess remover on the resin bond to root dentin. *J Adhes Dent* 2007;9(6):521-6.
- 292 Spinell T, Schedle A, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater* 2009;25(8):1058-66.
- 293 Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978;39(4):400-5.
- 294 Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002;35(7):575-81.
- 295 Sterzenbach G, Franke A, Naumann M. Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts--clinical testing of a biomechanical concept: seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *J Endod* 2012a;38(12):1557-63.
- 296 Sterzenbach G, Kalberlah S, Beuer F, Frankenberger R, Naumann M. In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: a pilot study. *Acta Odontol Scand* 2011;69(5):316-8.
- 297 Sterzenbach G, Karajouli G, Naumann M, Peroz I, Bitter K. Fiber post placement with core build-up materials or resin cements-an evaluation of different adhesive approaches. *Acta Odontol Scand* 2012b;70(5):368-76.
- 298 Sterzenbach G, Karajouli G, Tunjan R, Spintig T, Bitter K, Naumann M. Damage of lithium-disilicate all-ceramic restorations by an experimental self-adhesive resin cement used as core build-ups. *Clin Oral Investig* 2015;19(2):281-8.
- 299 Sterzenbach G, Rosentritt M, Frankenberger R, Paris S, Naumann M. Loading standardization of postendodontic restorations in vitro: impact of restorative stage, static loading, and dynamic loading. *Oper Dent* 2012c;37(1):71-9.
- 300 Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater* 2010;26(8):730-6.
- 301 Taschner M, Kramer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dent Mater* 2012;28(5):535-40.
- 302 Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CN. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004;32(8):611-21.
- 303 Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2000a;2(1):9-28.

- 304 Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 2005;31(8):584-9.
- 305 Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17(4):296-308.
- 306 Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007;33(4):391-8.
- 307 Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MR, Hur YB, Garrett LV, Tay KC. Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res* 2007;86(11):1034-9.
- 308 Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002;30(7-8):371-82.
- 309 Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000b;2(2):83-98.
- 310 Utter JD, Wong BH, Miller BH. The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. *J Am Dent Assoc* 1997;128(8):1123-7.
- 311 Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24(1):1-13.
- 312 Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 2002a;18(7):495-502.
- 313 Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 2002b;28(5):355-60.
- 314 Vichi A, Vano M, Ferrari M. The effect of different storage conditions and duration on the fracture strength of three types of translucent fiber posts. *Dent Mater* 2008;24(6):832-8.
- 315 Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent* 2009;102(5):306-12.
- 316 Voss R. [Stability of metal-ceramic crowns]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1969;24(8):726-31.
- 317 Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Water sorption and solubility of four self-etching, self-adhesive resin luting agents. *J Adhes Dent* 2010;12(1):39-43.
- 318 Wakabayashi H, Matsumoto K, Nakamura Y, Shirasuka T. Morphology of the root canal wall and arrangement of underlying dentinal tubules. *Int Endod J* 1993;26(3):153-8.

- 319 Watts DC. Elastic moduli and visco-elastic relaxation. *J Dent* 1994;22(3):154-8.
- 320 Watts DC, Kisumbi BK, Toworfe GK. Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *Dent Mater* 2000;16(2):89-96.
- 321 Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater* 2008;24(11):1512-7.
- 322 Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent* 2008;10(6):431-40.
- 323 Weiser F, Behr M. Self-adhesive resin cements: a clinical review. *J Prosthodont* 2015;24(2):100-8.
- 324 Wells JD, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pereira PN. Intracoronal sealing ability of two dental cements. *J Endod* 2002;28(6):443-7.
- 325 Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992;8(3):181-4.
- 326 Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirrmeister JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod* 2007;33(7):840-3.
- 327 Wrbas KT, Kampe MT, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Hellwig E. [Retention of fiber posts dependent on different resin cements]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006;116(1):18-24.
- 328 Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 1996;75(6):1404-13.
- 329 Zhang L, Huang L, Xiong Y, Fang M, Chen JH, Ferrari M. Effect of post-space treatment on retention of fiber posts in different root regions using two self-etching systems. *Eur J Oral Sci* 2008;116(3):280-6.
- 330 Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008;24(7):967-77.
- 331 Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent* 2013;41(3):207-15.

10 Anhang

10.1 Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------------|--|
| Abb. | Abbildung |
| Aqua dest. | Destilliertes Wasser |
| Bis-GMA | Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat |
| C-Faktor | Konfigurationsfaktor |
| DIN | Deutsche Industrie-Norm |
| EDTA | Ethylendiamintetraacetat |
| E-Modul | Elastizitätsmodul |
| et al. | et alli = und andere |
| Gew.-% | Gewichtsprozent |
| GPa | Gigapascal |
| HEMA | Hydroxyethylmethacrylat |
| ISO | International Organization for Standardization |
| MMA | Methylmethacrylat |
| MPa | Megapascal |
| μ TBS | Microtensile Bond Strength |
| N | Anzahl |
| p | Signifikanzniveau |
| REM | Raster-Elektronen-Mikroskopie |
| SD | Standardabweichung |
| Tab. | Tabelle |
| TEGDMA | Triethylenglycol-Dimethacrylat |
| UDMA | Urethan-Dimethacrylat |
| WF | Wurzelfüllung |
| z. B. | Zum Beispiel |

10.2 Abbildungsverzeichnis

| | | |
|--------|---|----|
| Abb. 1 | RelyX Fiber PostSystem | 20 |
| Abb. 2 | LuxaCore Smartmix Dual | 21 |
| Abb. 3 | SF Cem als Clicker und Automix-Spritze | 22 |
| Abb. 4 | Clearfil Core und New Bond | 22 |
| Abb. 5 | Übersicht über das experimentelle Design der Studie. | 26 |

| | | |
|---------|---|----|
| Abb. 6 | Aufbauherstellung mit Stripkronen (Frasaco): Angepasste Stripkrone (A), mit Kunststoff beschickte und adaptierte Stripkrone (B), fertiger Aufbau nach Überschussentfernung und Politur (C)..... | 31 |
| Abb. 7 | Memoreg-Überabformung direkt nach Einbetten der Zähne und nach Reponierung dieser mit Mollosil®. | 34 |
| Abb. 8 | Grafische Darstellung der Randlagen und Markierungsbereiche..... | 35 |
| Abb. 9 | Präparierter Hohlraum (A) zur Aufnahme dünnfließenden Silikons (B) und der aufgebauten Zahnkrone (C). Fertig gestellte Präzisionsabformung zur Herstellung der Replika (D)..... | 36 |
| Abb. 10 | Versuchsaufbau zur Bestimmung der Bruchlast. | 39 |
| Abb. 11 | Versuchsaufbau für den 3-Punkt-Biegeversuch..... | 41 |
| Abb. 12 | Exemplarische Darstellung der aufgetretenen Bruchmodi. | 46 |
| Abb. 13 | Bewertungskriterien zur Beurteilung der einzelnen Randqualitäten..... | 47 |
| Abb. 14 | Anteil der Randqualität „Note 1“ in % von der Gesamtrandlänge. | 49 |

10.3 Tabellenverzeichnis

| | | |
|-----------|---|----|
| Tab. I | Zusammensetzung der Materialien..... | 23 |
| Tab. II | Mittelwerte der Wurzellängen der ausgewählten Probenzähne..... | 27 |
| Tab. III | Mittelwerte des Schnittflächenprodukts der ausgewählten Probenzähne. | 28 |
| Tab. IV | Definition der Randqualität zur Beurteilung im REM [Blunck 1987]..... | 38 |
| Tab. V | Mittelwerte und Standardabweichung der Bruchlastwerte (in N) gruppiert nach dem verwendeten Aufbaumaterial | 45 |
| Tab. VI | Darstellung der Mittelwerte der Bruchlast (in N). Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind durch die gleiche hochgestellte Ziffer gekennzeichnet ($p < 0,05$; Tukey-HSD)..... | 45 |
| Tab. VII | Anzahl aufgetretener Frakturmuster aufgeschlüsselt nach Aufbaumaterial..... | 46 |
| Tab. VIII | Auswertung des „Note 1“-Randes in Schmelz und Dentin nach Zeitpunkten. Dargestellt wird der Medianwert mit oberer und unterer Quartile [M (Q1/Q3)]. Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind durch höhergestellte Buchstaben markiert ($p < 0,0083$; Permutations-test; Bonferroni Korrektur)..... | 51 |

| | | |
|---------|---|----|
| Tab. IX | Auswertung der Randqualität „Spalt“ in Schmelz und Dentin nach Zeitpunkten. Dargestellt wird der Medianwert..... | 51 |
| Tab. X | Mittelwerte und (Standardabweichung) der physikalischen Materialprüfung für die verwendeten Aufbaumaterialien. Gleiche hochgestellte Ziffern in einer Spalte bedeuten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien. | 54 |
| Tab. XI | Darstellung der Mittelwerte für die Aushärtungstiefen (in mm) mit (Standardabweichung). Werte des gleichen Signifikanzbereichs sind durch hochgestellte Ziffern gekennzeichnet ($p < 0,05$; Scheffé)..... | 56 |

10.4 Liste der verwendeten Materialien

| Material | Name des Materials mit Herstellerangabe | LOT Nummer |
|---|--|------------------|
| Adhäsiv | Clearfil New Bond Catalyst; Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan | 009730 |
| | Clearfil New Bond Universal, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan | 000830 |
| Applikationshilfe für das Adhäsiv | Wurzelkanal-Applikator-Tips; Dentsply, Konstanz, Deutschland | |
| Applikationshilfen für das Aufbaumaterial | Accu Dose Low Viscosity; Centrix Inc, Shelton, USA | |
| | Accu Dose Needle Tubes 20ga; Centrix Inc, Shelton, USA | |
| | RelyX Unicem 2 Automix Mixing Tips Wide und Endo Tips; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland | 468723 |
| | RelyX Unicem 2 Automix Mixing Tips Regular; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland | 468465 468712 |
| | Smartmix-Tips Combi für LuxaCore-Smartmix Dual; | 671443 |
| Ätzzgel | Luxabond-Total Etch; DMG, Hamburg, Deutschland Omni-Etch; Omnident | 637731 |

| Material | Name des Materials mit Herstellerangabe | LOT Nummer | |
|-----------------|---|---|---|
| Aufbaukomposit | LuxaCore Smartmix Dual A3; DMG, Hamburg, Deutschland | 672107 638597 637731 | |
| | Clearfil Core Universal Paste 21g; Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan | 02844B 02911A | |
| | Clearfil Core Catalyst Paste 23g, Kuraray, Medical Inc., Okayama, Japan | 02636B 02715A | |
| | Clearfil Core New Bond (Catalyst und Universal Paste); Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan | 041543 | |
| | Erweiterungsbohrer | RelyX Fiber Post Drill Size 2 | 898539 |
| | Selbstadhäsiver Befestigungskomposit | SF Cem Automix A2; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland | MP0043 468648 468471 469534 56846 |
| | SF Cem Clicker A2; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland | 471734 469538 | |
| Universalbohrer | RelyX Fiber Post Universal Drill; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland | | |

10.5 Liste der verwendeten Hilfsmaterialien

| | |
|---------------------|--|
| A-Silikon | Silagum AV-Putty Base und Katalysator; Honigum Light; DMG, Hamburg, Deutschland Memoreg; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland Mollosil®; Detax Dental, Ettlingen, Germany |
| Alkohol, 96%ig | Krankenhausapotheke der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland |
| Applikationspistole | Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland |
| Cavit | 3M ESPE, Seefeld, Deutschland |

| | |
|---------------------------|---|
| Chloramin-T-Lösung | 0,5%ige Cholarmin-T-Lösung; Krankenhausapotheke der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland |
| Diamantbohrer | S6837KR.314.016, 862EF.314.012; Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo |
| Digitaler Messschieber | Esska Maschinen Vertriebs GmbH, D-22113 Hamburg Special Caliper; MIB Messzeuge GmbH, Sprengenberg, Germany |
| Doppelendsonde | EXD11/12AF; HuFriedy, Chicago, USA |
| Einbettkunststoff | Technovit 4004; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland |
| Einwegspritze | Einwegspritze; Vedefar NV Dilbeek, Belgien |
| Endo-Feilen | Mtwo-System; Flex-Master-System; Reamer ISO 15; VDW, München, Deutschland |
| Endo-Kanüle | Endo-Kanüle nach Dr. J. Buquet, Durchmesser 0,35 mm; Vedefar NV Dilbeek, Belgien |
| Epoxidharz | Stylcast 1266; Emerson & Cuming, Westerlo, Belgien |
| Finierdiamant | 862EF.204.012, extrafein, 15 μ m Körnung; Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo |
| Gates-Glidden-Bohrer | 28 mm, Größe 1-3; VDW GmbH, München, Deutschland |
| Guttaperchastifte | ISO 60/.02; VDW GmbH, München, Deutschland |
| Handplugger | 21 mm, Größe 2 und 3; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Schweiz |
| Hartmetallfräse | 123-584-00; Dentaaurum, Ispringen, Deutschland |
| Kochsalzlösung | NaCl 0,9 %; Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg, Deutschland |
| Kunststoffkronen | Frasaco Stripkrone glasklar; Frasaco, Tettngang, Deutschland |
| Küretten | SG1/291; SG5/695; ; HuFriedy, Chicago, USA |
| Messlehre | Minifix-Messlehre; VDW, München, Deutschland |
| Natriumhypochlorit-lösung | Natriumhypochlorit 1 %; Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg, Deutschland |
| Papierspitzen | Weißer Papierspitzen ISO 60; VDW, München, Deutschland |
| Plattenwachs | Rosa; Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland |
| Polierbürstchen | Occlubrush; Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland |

| | |
|---------------------|--|
| Polierscheiben | Sof-Lex Polierscheiben, 12,7 mm; Schwarz (grobe Körnung); Dunkelblau (mittlere Körnung); Mittelblau (feine Körnung); 3M ESPE, Seefeld, Deutschland |
| Prothesenkunststoff | Paladur®; Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland |
| PVC Schlauch | Durchmesser 19 mm; Wandstärke 2 mm, transparent; Bauhaus AG, Belp, Schweiz |
| Schleifpapier | Körnung 2400; Exakt Vertriebs GmbH |
| Sealer | AH Plus; Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland |
| Trennscheibe | Diamantierte Trennscheibe; Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland |
| Vaseline | Vaseline; Winthrop Arzneimittel GmbH, Mülheim-Kärlich, Deutschland |
| Wachsdraht | Durchmesser 2,5 mm; Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland |
| Wurzelfüllsystem | BeeFill 2in1 Obturationskit; CDW, München, Deutschland |

10.6 Geräteliste

| | |
|---------------------------|---|
| Endomotor | X-Smart Endomontor; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Schweiz |
| Handpresse | Hydrofix®; BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland |
| Kausimulator | Thermozyklischer Kausimulator; Technische Abteilung der Firma 3M ESPE; 3M ESPE Seefeld, Deutschland |
| Lichtleistungsmessgerät | bluephase meter; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein |
| Messdose 2,5 kN | Zwick Roell, Ulm, Deutschland |
| Parallelometer | Degussa Dental, Düsseldorf, Deutschland |
| Polimerisationslampe | Elipar Freelight 2; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland Spectrum 800, Dentsply deTrey GmbH, Constance, Germany |
| Präzisionswaage | Sartorius AG, Göttingen, Deutschland Mettler Toledo XS Waage; Mettler Toledo GmbH, Greifensee, Schweiz |
| Rasterelektronenmikroskop | Cam Scan Maxim 2040; Cam Scan Maxim Electron Optics, Cambridge, England |

| | |
|----------------------------|---|
| Reduzierstück | Intramatic LUX2-Reduzierstück; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland |
| Rüttler | Rüttler KV 26; Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland |
| Sandstrahlgerät | Abstrahlgerät Basic Quattro; Renfert, Hilzingen, Deutschland |
| Silikonspray | ORBIS Dental GmbH, Münster, Deutschland |
| Sputter-Anlage | Sputter Coaster SCD 030; Detax, Ettlingen, Deutschland |
| Teflonformen | Technische Abteilung der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland |
| Ultraschallscaler | Sirosonic; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland |
| Universalprüf- maschine | Zwick 1446; Zwick Roell, Ulm, Deutschland Model 106.L; Test GmbH, Erkrath, Germany |
| Wachstauchbad | Waxdip 2, M+W Dental, Büdingen, Deutschland |
| Zylinderhülsen | Technische Abteilung der Firma 3M ESPE; 3M ESPE, Seefeld, Deutschland |

10.7 Bearbeitungsprogramme

| | |
|---------|---|
| Excel | Microsoft Excel für Mac 2011; Microsoft Direkt, Verl, Germany |
| SPSS | Version 21.0; SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA |
| Win Mes | Version 2.3, 1994 Stefan Küppers, Med. Softwarelösungen Erlangen |

11 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Anne Schubert, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Untersuchung eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits als plastisches Aufbaumaterial zur Herstellung eines Stift-Stumpf-Aufbaus – Analyse von Frakturresistenz, Randqualität und physikalischer Parameter“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Grafiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen

Anne Schubert hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1:

Kurzvortrag im Rahmen der 27. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) am 12.10.2013 in Marburg:

Bitter K, Schubert A, Neumann K, Blunck U, Rüttermann S. Eignen sich selbst-adhäsive Befestigungszemente als Aufbaumaterial? Deutsche Zahnärztliche Zeitung 2013; 68(9): D18.

Beitrag im Einzelnen: Selbstständige Durchführung der Experimente und Datenzusammenführung, selbstständige statistische Auswertung der Versuchsergebnisse und Datenanalyse, selbstständiges Erstellen der Grafiken.

Publikation 2:

Bitter K, Schubert A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G, Rüttermann S. Are self-adhesive resin cements suitable as core build-up materials? Analyses of maximum load capability, margin integrity, and physical properties. Clinical oral investigations. 2015 Oct 8. doi: 10.1007/s00784-015-1623-0

Beitrag im Einzelnen: Selbstständige Durchführung der Experimente und Datenzusammenführung, selbstständige statistische Auswertung der Versuchsergebnisse und Datenanalyse, selbstständiges Erstellen der Grafiken.

Unterschrift, Datum und Stempel der betreuenden Hochschullehrerin

Unterschrift der Doktorandin

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

13 Publikationsliste

Publikation 1:

Kurzvortrag im Rahmen der 27. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) am 12.10.2013 in Marburg:

Bitter K, Schubert A, Neumann K, Blunck U, Rüttermann S. Eignen sich selbst-adhäsive Befestigungszemente als Aufbaumaterial? Deutsche Zahnärztliche Zeitung 2013; 68(9): D18.

Beitrag im Einzelnen: Selbstständige Durchführung der Experimente und Datenzusammenführung, selbstständige statistische Auswertung der Versuchsergebnisse und Datenanalyse, selbstständiges Erstellen der Grafiken.

Publikation 2:

Bitter K, Schubert A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G, Rüttermann S. Are self-adhesive resin cements suitable as core build-up materials? Analyses of maximum load capability, margin integrity, and physical properties. Clinical oral investigations. 2015 Oct 8. doi: 10.1007/s00784-015-1623-0

Beitrag im Einzelnen: Selbstständige Durchführung der Experimente und Datenzusammenführung, selbstständige statistische Auswertung der Versuchsergebnisse und Datenanalyse, selbstständiges Erstellen der Grafiken.

14 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Frau PD Dr. Kerstin Bitter für die Überlassung des Dissertationsthemas, die gute Betreuung und für ihre wertvollen Hinweise während der Durchführung und Niederschrift dieser Arbeit.

Professor Stefan Rüttermann danke ich ebenfalls für die freundliche Betreuung und Überlassung der Räumlichkeiten sowie Geräte während der Versuche in Düsseldorf.

Dr. Uwe Blunck danke ich für die umfangreiche Einführung und Hilfestellung bei der Herstellung und Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Daten.

Dr. Guido Sterzenbach gebührt mein Dank für seine Unterstützung während der Bruchversuche.

Ferner gilt mein Dank Uwe Hoheisel, stellvertretend für die Firma 3M ESPE, der mich bei der Durchführung der thermozyklischen Wechselbelastung der Proben unterstützte.