

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Adhäsive Rekonstruktion endodontisch behandelter, oberer, mittlerer  
Schneidezähne mit glasfaserverstärkten Kompositaufbaustiften und  
Vollkeramikkronen**

Eine vergleichende In-vitro-Untersuchung zum Einfluss von  
Restaurationsgrad, Versorgungsmaterial und Belastungsmethode auf die  
Belastbarkeit postendodontischer Versorgungen

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von  
Tim Nettesheim  
aus Wuppertal

Gutachter/in:    1. Prof. Dr. W. B. Freesmeyer  
                      2. Prof. Dr. A. M. Schmidt-Westhausen  
                      3. Priv.-Doz. Dr. F. Beuer

Datum der Promotion:    03. September 2010

# Inhaltsverzeichnis

	<b>Seite</b>	
<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>9</b>
2.1	Befestigungszemente für Aufbaustifte	9
2.1.1	Zinkoxidphosphat-Zement	9
2.1.2	Befestigungskomposite	10
2.1.2.1	Komposit-Phasen	11
2.1.2.1.1	Matrix	11
2.1.2.1.2	Füllstoffe	11
2.1.2.1.3	Silan-Verbundphase	13
2.1.2.2	Polymerisationsmechanismen	14
2.1.2.2.1	Chemisch initiierte Polymerisation	14
2.1.2.2.2	Lichtinitiierte Polymerisation	15
2.1.2.2.3	Dualmechanismus	18
2.1.2.3	Mechanismen der Komposithaftung an der Zahnhartsubstanz	18
2.1.2.3.1	Schmelzhftung	18
2.1.2.3.2	Dentinhaftung	19
2.1.2.4	Schmelz- und Dentin-Haftvermittler	20
2.1.2.4.1	Total-Ätz-Systeme (etch-and-rinse systems)	20
2.1.2.4.2	Selbstätzende Primer	20
2.1.2.4.3	All-in-one-Systeme	21
2.1.2.5	Adhäsion zum Wurzeldentin	21
2.1.2.6	Adhäsion zum Aufbaustift	23
2.2	Direkte zahnfarbene Stumpfaufbaumaterialien	25
2.2.1	Glasionomerezemente	25
2.2.2	Kompomere	26
2.2.3	Komposite	27
2.2.4	Selbstadhäsiver universaler Komposit-Befestigungszement	28
2.2.4.1	Haftung an der Zahnhartsubstanz	29
2.2.4.2	Haftung an Restaurationsmaterialien	30
2.3	Einteilung der Aufbaustifte	31

2.3.1	Aufbaustifte der dritten Generation	32
2.3.1.1	Keramik-Aufbaustifte	32
2.3.1.2	Faserverstärkte Komposit-Aufbaustifte	32
2.3.1.2.1	Karbonfaserverstärkung	35
2.3.1.2.2	Glasfaserverstärkung	36
2.3.2	Misserfolge	38
<b>3</b>	<b>Aufgabenstellung</b>	<b>40</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>42</b>
4.1	Probenauswahl	42
4.2	Vermessen der Zähne	42
4.3	Gruppeneinteilung	42
4.4	Lagerung der Zähne	44
4.5	Herstellen der Probenkörper	44
4.5.1	Endodontische Behandlung	44
4.5.2	Einbetten der Probenkörper	45
4.5.3	Dekapitation und Aufbaustiftsetzung	45
4.5.4	Allgemeine Vorgehensweise	46
4.5.4.1	Systemspezifische Vorgehensweise	48
4.5.4.1.1	RelyX™ Unicem	48
4.5.4.1.2	Zinkoxidphosphat-Zement	48
4.5.4.1.3	LuxaCore®-Automix Dual	48
4.5.4.1.4	Herstellen des Aufbaus	49
4.5.4.2	Allgemeine Vorgehensweise	49
4.5.4.3	Systemspezifische Vorgehensweise	49
4.5.4.3.1	Clearfil™ Core und Clearfil™ New Bond	49
4.5.4.3.2	RelyX™ Unicem	50
4.5.4.3.3	LuxaCore®-Automix Dual und LuxaBond®	50
4.5.5	Präparationsform	52
4.5.6	Abformung und Modellherstellung	53
4.5.7	Herstellen der Kronen	53
4.5.7.1	Bedingungen für die Kronenherstellung	53
4.5.8	Zementiervorgang	54

4.5.9	Probentestung	55
4.5.9.1	Kausimulation und Temperaturwechselbadbelastung	55
4.5.10	Bruchfestigkeitsuntersuchung	55
4.6	Belastungsart	57
4.7	Zeitlicher Versuchsablauf	57
4.8	Statistik	57
<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>58</b>
5.1	Quantitative Untersuchung	58
5.1.1	Einfluss des Aufbaukomposit-Materials auf die maximale Belastbarkeit	61
5.1.2	Einfluss des Glasfaser-Aufbaustiftsystems auf die maximale Belastbarkeit	62
5.1.3	Einfluss des Aufbaustift-Befestigungszementes auf die maximale Belastbarkeit	63
5.1.4	Einfluss des Restaurationsgrades auf die maximale Belastbarkeit	65
5.1.5	Einfluss der Kausimulation auf die maximale Belastbarkeit	65
5.2	Qualitative Auswertung	67
5.2.1	Kategorisierung der Frakturverläufe	67
5.2.2	Frakturmustervergleich	71
5.2.3	Auswertung der Frakturmusteranzahl	73
5.2.4	Klinische Prognose	75
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	76
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>79</b>
6.1	Probenauswahl	79
6.2	Probenlagerung	80
6.3	Gruppenzuteilung	80
6.4	Endodontische Behandlung	80
6.5	Einbetten der Probenkörper	81
6.6	Aufbaustiftbett-Präparation	81
6.7	Aufbaustift-Befestigungszemente	82
6.8	Herstellen des Aufbaus	83
6.9	Kronenpräparation	85
6.10	Herstellen der Kronen	85

6.11	Kronen-Befestigungszement	86
6.12	Zementiervorgang	87
6.13	Testverfahren	89
6.13.1	Kausimulation	89
6.13.1.1	Mechanische Wechselbelastung	89
6.13.1.2	Temperaturwechselbadbelastung	90
6.13.2	Lineare Belastung	90
6.14	Quantitative Auswertung	91
6.14.1	Einfluss des Aufbaukompositmaterials auf die maximale Belastbarkeit	91
6.14.1.1	Verwendung von RelyX™ Unicem als Aufbaukomposit	92
6.14.2	Einfluss des Glasfaser-Aufbaustiftsystems auf die maximale Belastbarkeit	93
6.14.3	Einfluss des Aufbaustift-Befestigungszementes auf die maximale Belastbarkeit	95
6.14.4	Einfluss des Restaurationsgrades auf die maximale Belastbarkeit	98
6.14.5	Einfluss der Kausimulation auf die maximale Belastbarkeit	99
6.15	Qualitative Auswertung	100
<b>7</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>102</b>
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>103</b>
<b>9</b>	<b>Summary</b>	<b>108</b>
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>112</b>
<b>11</b>	<b>Anhang</b>	<b>129</b>
11.1	Materialverzeichnis	129
11.2	Abkürzungsverzeichnis	134
11.3	Danksagung	136
11.4	Publikationsliste	137
11.5	Erklärung an Eides Statt	138

## 1 Einleitung

Die Versorgung stark zerstörter, endodontisch behandelter Zähne (EBZ) mit konfektionierten glasfaserverstärkten Komposit-Aufbaustiften (GFRC-Stifte) stellt eine etablierte und ästhetisch ansprechende Alternative zur Restauration mit metallischen Guss- und Konfektionsstiften dar. Beide Werkstoffvarianten weisen unterschiedliche mechanische Eigenschaften sowie Versagensmuster auf. GFRC-Stifte zeigen der Zahnhartsubstanz ähnliche physikalische Eigenschaften, wie etwa den Elastizitätsmodul (E-Modul) und ein günstigeres Frakturverhalten mit der Möglichkeit der Wiederversorgung des Zahnes (Akkayan und Gülmez 2002). Ihr Ermüdungswiderstand ist doppelt so hoch wie der konfektionierter Keramik- oder Metallaufbaustifte (Wiskott et al. 2007), wobei deren maximal zur Fraktur benötigte Belastung höher liegt (Rosentritt et al. 2000a). Die adhäsive Zementierung von GFRC-Stiften erzeugt im Gegensatz zur konventionellen Zementierung metallischer oder keramischer Aufbaustiftsysteme eine Stabilisierung der Wurzel (Dietschi et al. 2006). Die anschließende Anfertigung eines plastischen Aufbaus stellt aktuell die Versorgungsmethode der Wahl dar. Der Aufbaustift bietet diesem dabei eine zusätzliche Retentionsmöglichkeit. Als Aufbaumaterialien haben sich Komposite (KM) durch die Möglichkeit der adhäsiven Befestigung an der Zahnhartsubstanz als Standardmaterialien herauskristallisiert (Piwowarczyk et al. 2002a). Die Notwendigkeit der finalen Kronenversorgung ergibt sich in der Regel aus Gründen der Ästhetik und des Mangels an verbliebener Zahnhartsubstanz, der eine gesteigerte Frakturanfälligkeit der Konstruktion gegenüber Kaubelastungen verursacht. Bei Beachtung der Indikations- und Präparationsrichtlinien empfehlen sich Vollkeramikronen in Kombination mit GFRC-Stiften und KM-Aufbauten als ästhetische, mechanisch stabile und biokompatible Alternative zu keramikverblendeten Metallkronen (Legros und Vanheusden 2006).

Hinsichtlich einer Rationalisierung der Arbeitsabläufe bieten moderne adhäsive Therapieprinzipien den Vorteil, die Aufbaustiftzementierung sowie den Stumpfaufbau mit ein und demselben Material durchführen zu können.

Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit der maximalen Belastbarkeit von verschiedenen Aufbaustiftsystemen und -materialien, unterschiedlichen Aufbaumaterialien und Kronenwerkstoffen. Allerdings existiert heutzutage lediglich eine Untersuchung (Cormier et al. 2001), welche den Einfluss dieser einzelnen

Komponenten auf die maximale Belastbarkeit des Gesamtkonstruktes aus Zahn, Aufbaustift, Aufbau und Kronenrestauration bestimmt, ohne jedoch den Einfluss der Kausimulation als Mittel zur Imitation der Alterung im Sinne einer Dauerbelastung zu berücksichtigen.

Demnach sollte es Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie sein, den Einfluss der einzelnen Versorgungsstufen und der verschiedenen adhäsiven Rekonstruktionsmaterialien auf die maximale Belastbarkeit EBZ anhand der linearen Belastung mit und ohne vorangegangene thermomechanische Wechselbelastung (TML) zu evaluieren.



## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Befestigungszemente für Aufbaustifte

Für die verschiedenen Indikationsbereiche werden in der Zahnmedizin eine Vielzahl von Befestigungszementen verwendet. Sie unterscheiden sich in ihrer chemischen Zusammensetzung und daraus resultierend in ihren physikalischen, mechanischen und biologischen Eigenschaften.

Die Haftung konventioneller Zemente, wie Glasionomer- (GIZ), Zinkoxidphosphat- (ZPZ) oder Polycarboxylatzemente an Legierungen oder der Zahnhartsubstanz ist gering (GIZ-Haftung an Goldgusslegierungen =  $1,9 \text{ N/mm}^2$  und am Dentin =  $1,5 \text{ N/mm}^2$ ; ZPZ =  $1,8 \text{ N/mm}^2$  und  $1,9 \text{ N/mm}^2$ ) (Utz et al. 1990). Die Retention einer Restauration ergibt sich in diesem Fall hauptsächlich aus einer Verteilung parallel zueinander angeordneter Flächen. Diese ist umso größer, je druckfester der Zement ist (Marxkors und Meiners 2001). Im Gegensatz dazu können Befestigungskomposite (BKM) an der Zahnhartsubstanz adhären. Sie sind also in der Lage, an ihr zu haften.

Der ideale Befestigungszement für Aufbaustifte hat mit  $7 \text{ GPa}$  (Lanza et al. 2005) einen geringeren E-Modul als die übrigen Restaurationskomponenten und wirkt als Kraftunterbrecher, indem er einwirkenden Stress ins Wurzelentin weiterleitet.

#### 2.1.1 Zinkoxidphosphat-Zement

Das Pulver dieses Zementes besteht zu 90 m-% aus Zinkoxid. Zusätze wie  $\text{MgO}$ ,  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaF}$  und andere verbessern insbesondere die Festigkeit, Löslichkeit und Mundbeständigkeit. Die Flüssigkeit stellt eine Phosphorsäurelösung (ca. 35 m-%  $\text{H}_2\text{O}$ ) dar, die mit ca. 10 m-% Zink und Aluminium gepuffert ist. Ziel dieser Zusätze ist das Ermöglichen einer ausreichenden Verarbeitungszeit. Je größer der Pulvergehalt des angemischten Zementes, desto höher sind die Festigkeit und die Mundbeständigkeit der ZPZ (Marxkors und Meiners 2001).

Ihre Druckfestigkeit liegt nach 24 Stunden bei  $95,7 \text{ MPa}$ , die Zugfestigkeit bei  $7,9 \text{ MPa}$  und ihre Biegefestigkeit beträgt  $20,3 \text{ MPa}$  (Piwowarczyk et al. 2001). Eine weitere In-vitro-Studie beschäftigt sich mit dem Vergleich der Biegefestigkeit und des E-Moduls sowie der Radioopazität verschiedener Befestigungszemente (Attar et al. 2003). Der getestete ZPZ zeigte mit  $9,2 \text{ GPa}$  die höchste Rigidität (Steifigkeit) und

Radioopazität (6,4mm Al). Seine Biegefestigkeit war jedoch signifikant geringer als die der BKM.

Eine In-vitro-Untersuchung zur Haftverbundfestigkeit von mit verschiedenen Befestigungszementen inserierten Aufbaustiften ergab für ZPZ (25,07 kg) signifikant geringere benötigte Abzugskräfte als für GIZ (34,45 kg) und KM (43,15 kg) (Hagge et al. 2002b).

Die Porosität von ZPZ beträgt in vitro 3,84 %, das Porenvolumen 12,27 mm<sup>3</sup>/g. Damit unterliegen sie im Vergleich mit GIZ und BKM klinisch höheren Penetrationsraten durch orale Flüssigkeiten, Bakterien und deren Toxine (Milutinovic-Nikolic et al. 2007).

### 2.1.2 Befestigungskomposite

Die Insertion von Titanaufbaustiften mit BKM hat im Vergleich zu GIZ und ZPZ eine signifikante Haftverbundverbesserung zur Folge (Balbosh et al. 2005). Sie überzeugen in vitro durch ihre optimale Kombination aus hoher Biegefestigkeit (64 - 97 MPa), einem hohen E-Modul von 4 - 7 GPa und einer ausreichenden Radioopazität (Attar et al. 2003). Außerdem weisen sie im Vergleich mit konventionellen Zementen nach der Aushärtung am wenigsten Porositäten (0,72 %) und mit einem Durchmesser von weniger als 20 nm auch die kleinsten detektierten Poren auf (Milutinovic-Nikolic et al. 2007), woraus die geringere Undichtigkeit von KM im Vergleich mit GIZ und ZPZ resultiert. Kidd definiert Mikroleakage (Undichtigkeit) als die Passage von Bakterien, Flüssigkeiten, Molekülen oder Ionen zwischen einer Kavitätenwand und dem an ihr befestigten restaurativen Material (Kidd 1976). Auch die Tatsache, dass GFRC-Stifte in vitro eine signifikant geringere Undichtigkeit offenbaren als Zirkonstifte (Usumez et al. 2004), resultiert aus der Möglichkeit der adhäsiven Befestigung dieser Aufbaustiftmaterialien in Kombination mit Bonding-Systemen, BKM und KM-Aufbauten. Karbonfaserstifte weisen beispielsweise bei konventioneller Befestigung mit GIZ oder ZPZ eine höhere Undichtigkeit auf, als wenn sie mit KM inseriert werden (Bachicha et al. 1998). Mit BKM befestigte GFRC-Stifte können in Kombination mit KM-Aufbauten das Zahninnere, also das ungeschützte Dentin, effektiver von oralen Flüssigkeiten, Bakterien und deren Toxinen abschirmen (Milutinovic-Nikolic et al. 2007).

Bezüglich der Zusammensetzung und der Initiatoren sind BKM mit den Füllungs-KM nahezu identisch. Der Füllstoffgehalt der BKM beträgt ca. 50 m-% und ist somit

geringer, um ihnen eine niedrige Konsistenz und damit verbunden eine ausreichende Fließfähigkeit zu ermöglichen. Dentale KM unterliegen einer Polymerisations-schrumpfung in Größenordnungen von 2 - 14 % (Soh et al. 2007). Sie hängt von der Konzentration initialer reaktiver Gruppen und dem Konversionsgrad (Anteil der Monomere, die durch die Polymerisation zum Polymer umgewandelt werden) ab (Ferracane 1995).

KM lassen sich anhand ihrer Viskosität in Universal-KM, stopffähige KM und fließfähige KM unterteilen. Aufgrund der unterschiedlichen Füllstoffgröße kann man sie in konventionelle makro-, mikro- und nanogefüllte KM sowie in Hybrid-KM (Kombination von Makro- und Mikro-KM) und Mikrohybrid-KM klassifizieren (Craig et al. 2006).

#### 2.1.2.1 Komposit-Phasen

KM bestehen aus drei verschiedenen Komponenten: der organischen Kunststoffmatrix, den darin eingelagerten anorganischen Füllstoffen und dem Silanisierungsmittel, das die beiden vorangegangenen Phasen miteinander verbindet.

##### 2.1.2.1.1 Matrix

Die Kunststoffmatrix enthält organische Verbindungen, die für die Polymerisation, also für die Aushärtung des Materials, sorgen. Diese basieren meist auf Dimethacrylat- (Bis-GMA = Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat) oder Urethan-Dimethacrylat- (UDMA-) Oligomeren. Sie erhalten zur Beeinflussung der Konsistenz des KM niedermolekulare Dimethacrylate (Monomere). Deren Kohlenstoffdoppelbindungen reagieren mit denen der Oligomere zu einem Polymer.

UDMA zeichnet sich im Vergleich zu Bis-GMA neben höheren Zugfestigkeiten und einem gesteigerten Ansprechen auf die Photopolymerisation auch durch eine verringerte Wasseraufnahme, Verfärbungsneigung und Viskosität aus (Geurtsen 1989). Weitere Inhaltsstoffe der organischen Phase sind Stabilisatoren, Katalysatoren, Farbstoffe und Additiva.

##### 2.1.2.1.2 Füllstoffe

Füllstoffe sind bei Raumtemperatur feste organische sowie anorganische Materialien, welche die Eigenschaften der Kunststoffmatrix modifizieren bzw. in physikalischer

sowie chemischer Hinsicht verbessern.

Dazu werden Keramiken, Quarz und Glas verwendet. Sie verringern im Vergleich mit ungefüllten Kunststoffen die Wasseraufnahme, die thermische Expansion, die Kontraktion sowie die Polymerisationsschrumpfung. Darüber hinaus sorgen sie für erhöhte Biegefestigkeiten (ungesättigter Polyester (PE) = 65 - 110 N/mm<sup>2</sup>; Glasfaserverstärkung (GF, Füllstoffgehalt 30 m-%) = 100 - 120 N/mm<sup>2</sup>) und steigern den Elastizitätsmodul (PE = 3000 - 4000 N/mm<sup>2</sup>; GF = 14000 N/mm<sup>2</sup>). Auch die Druck- (PE = 150 - 160 N/mm<sup>2</sup>; GF = 120 - 230 N/mm<sup>2</sup>) und Zugfestigkeiten (PE = 20 - 70 N/mm<sup>2</sup>; GF = 110 N/mm<sup>2</sup>) werden erhöht (Janda 1990).

Der Füllstoffgehalt von KM liegt bei 35 - 86 Gew-% (Geurtsen 1989) und lässt Rückschlüsse auf die klinische Bruchfestigkeit zu (Jordan 1989).

Makrogefüllte KM besitzen Füllstoffpartikel, deren Größe zwischen 1 und 15 µm variiert (Jordan 1989). Sie besitzen in der Regel einen Füllstoffgehalt von 75 - 80 % und weisen aufgrund dieser Tatsache höhere Bruchfestigkeiten auf als mikrogefüllte KM.

In mikrogefüllten KM (Füllstoffgehalt < 66 %) werden als mikrofeine Füller feinstteilige 0,04 µm große Siliziumdioxidpartikel verwendet, die in der Gesamtheit eine große Oberfläche ergeben. Partikelgrößen unter 1 µm schließen jedoch einen hohen Füllanteil aus, da die Matrixphase nur einen begrenzten Mikrofülleranteil aufnehmen kann. Allerdings reicht zur Generierung einer akzeptablen Viskosität ein 35 - 50 Vol-%-Anteil aus (Jordan 1989).

Hybrid-KM enthalten sowohl Mikro-, als auch Makrofüller. Aufgrund ihres über 76 % liegenden Füllstoffgehaltes zeigen sie unter Beanspruchung überlegene Bruchfestigkeiten (Jordan 1989).

Moderne KM besitzen Füllstoffkörper mit durchschnittlichen Durchmessern von 0,2 - 0,3 µm (fein) oder 0,04 µm (mikrofein).

Mikrohybrid-KM werden aus feinen sowie mikrofeinen Füllern mit einem Gesamtfülleranteil von bis zu 84 m-% zusammengesetzt, wobei sich die mikrofeinen Füllpartikel in die Lücken der Feinen einlagern. Als Resultat ergibt sich eine Füllstoffkonzentration von 70 Vol-% (Craig et al. 2006).

Die Nanotechnologie ermöglicht im Bereich der Füllungs-KM die Entwicklung von Restaurationsmaterialien mit einer Füllpartikelgröße von 5 - 100 nm (Korkmaz und Attar 2007). Nanogefüllte KM sind organisch / anorganische Hybridmaterialien. Sie verbessern die Materialeigenschaften der KM durch Überbrückung der Lücke

zwischen organischen Polymeren und anorganischer Keramik. Bei Nanopartikel-KM wird der Anteil konventioneller Monomere, wie etwa Bis-GMA oder TEGDMA (Triethylenglykol-Dimethacrylat) teilweise oder vollständig durch neue keramische Strukturen modifiziert (Fong et al. 2005).

Nanofüller-KM enthalten Nanomere und Nanoclusterpartikel. Nanomere bestehen aus einzelnen nanoagglomerierten Partikeln mit einer Größe von 20 - 75 nm. Nanocluster sind lose gebundene Agglomerate nanogroßer Partikel. Die Kombination dieser beiden Strukturen reduziert durch die geringe Füllstoffgröße die Füllpartikelzwischenräume und erhöht den Füllstoffanteil. Diese Modifikation resultiert in vitro in einer verbesserten Ästhetik und gesteigerten mechanischen Eigenschaften, wie erhöhter Biegefestigkeit, geringerer Abrasion, verminderter Polymerisationsschrumpfung sowie erhöhten maximalen Belastbarkeiten (Beun et al. 2007, Lohbauer et al. 2006).

Tian et al. versetzten ein Bis-GMA / TEGDMA-KM (Massenverhältnis = 50 / 50 %) mit unterschiedlichen Anteilen eines nanofibrillären Silikates (Tian et al. 2008). Diese Imprägnierung verbesserte die mechanischen Eigenschaften des KM signifikant (ohne nano-Silikat: Biegefestigkeit = 90 MPa, E-Modul = 1,8 GPa; mit 7,5 %-igem Silikat-Anteil: 133 MPa, 2,8 GPa).

Die Schwierigkeit besteht darin, den Belastungstransfer effektiv von der Polymermatrix zu den Nanopartikeln zu leiten und die mechanischen Interaktionen zwischen diesen beiden Fraktionen zu steuern (Podsiadlo et al. 2007).

In den Bereich der BKM hat die Nanotechnologie bis dato noch keinen Einzug erhalten.

#### 2.1.2.1.3 Silan-Verbundphase

Silane sind bifunktionelle, silikonorganische Verbindungen, die für die chemische Kopplung der organischen Matrix mit der Füllstoffphase sorgen. In der Zahnmedizin wird am häufigsten das 3-Methacryloyl-oxypropyltrimethoxysilan verwendet. Zum Zwecke der Kopplung wird die Oberfläche der Füllstoffe mit Silan behandelt, dessen funktionelle Gruppen einerseits mit den Oxiden der Füllstoffe reagieren, während andere eine Bindung mit Elementen der Matrix eingehen. Dieser Vorgang ist besonders für die Bindung der organischen hydrophoben Matrix zu anorganischen hydrophilen Füllstoffen existentiell. Der Füllstoff wird durch das Beschicken mit der Silanverbundphase hydrophobiert, was das Erreichen hoher Füllgrade ermöglicht

(Eichner und Kappert 1996). Von besonderer Bedeutung ist dieser Vorgang für abgerundete Füllstoffe, da diese in der Matrix nur wenig Halt finden (Roeters und de Kloet 1992).

### 2.1.2.2 Polymerisationsmechanismen

Unter der Polymerisation versteht man eine durch Initiatoren oder Katalysatoren veranlasste Kettenreaktion, in deren Verlauf sich ungesättigte Verbindungen zu Makromolekülen entwickeln (Eichner und Kappert 1996). Die Polymerisation von KM kann durch drei verschiedene Mechanismen in Gang gesetzt werden:

#### 2.1.2.2.1 Chemisch initiierte Polymerisation

Autopolymerisate bestehen aus zwei verschiedenen Komponenten, der Basis (tertiäres aromatisches Amin) und der Katalysatorpaste (Benzoylperoxid). Durch deren Mischen kommt es zur Bildung freier Radikale, welche die Polymerisation veranlassen. Entscheidender Vorteil der chemisch initiierten Polymerisation ist eine gesicherte Aushärtung auch in tieferen Schichten (Roeters und de Kloet 1992). Durch die gleichmäßigere und damit weniger ruckartige Polymerisation (flow) im Vergleich zur Lichtinitiation kommt es in vitro zu einer Reduktion des Schrumpfstresses (chemisch härtendes KM (Clearfil™ Core, Kuraray, Tokyo, Japan) = 1,0 - 3,6 MPa, lichtinitiiert polymerisierendes KM (Clearfil™ Photo Core, Kuraray, Tokyo, Japan) = 3,1 - 4,1 MPa) (Bolhuis et al. 2006).

Dem stehen einige Nachteile wie die geringere Farbstabilität durch den verbliebenen Katalysator und die Ausbildung von Porositäten durch den Anmischvorgang gegenüber, was sich in einer beeinträchtigten Ästhetik und verminderten physikalischen Eigenschaften manifestieren kann (Roeters und de Kloet 1992).

Der Polymerisationsgrad (Konversion) ist bei der chemisch initiierten Polymerisation geringer als bei der Lichtinitiation (Konversionsgrad nach Lichtinitiation = 55 - 75 %). Erhöhte Konversionsgrade resultieren in gesteigertem Schrumpfstress (Silikas et al. 2000). Die Anzahl unreaktierter Doppelbindungen liegt bei KM zwischen 23 und 43 % (Asmussen 1982). Bei chemisch härtenden KM nimmt sie mit steigendem Amin- und Peroxidanteil ab und steigt mit zunehmendem Inhibitoranteil. Die Anzahl verbliebener Doppelbindungen ist bei lichtinitiiert polymerisierenden KM deutlich geringer. Ein Ausweiten der Lichtexposition von 15 auf 120 s führt bei gleichbleibender Lichtintensität zu einer signifikanten Steigerung des Konversions-

grades um 38 %, während sich der Schrumpungsstress signifikant von 3,1 MPa auf 9,5 MPa mehr als verdreifacht. Auch die Polymerisationsschrumpfung steigt während dessen signifikant von 4,9 % auf 6,3 % an. Eine Steigerung der Inhibitor-konzentration (Radikalfänger) bewirkt die gegenteiligen Effekte (Braga und Ferracane 2002).

#### 2.1.2.2.2 Lichtinitiierte Polymerisation

Bei diesem Mechanismus wurde das KM ehemals durch langwellige UV-A-Strahlung des Wellenlängenbereichs von 320 - 400 nm zur Aushärtung veranlasst (Marxkors und Meiners 2001). In letzter Zeit wird die Bestrahlung mit Lichtquellen des kurzwelligen, sichtbaren Wellenlängenbereichs von ca. 350 - 500 nm (Photopolymerisation) favorisiert (Eichner und Kappert 1996). Dieses Licht wird von einem Diketon absorbiert, welches in Anwesenheit eines Akzeleratos (organisches Amin) die Reaktion durch Radikalbildung startet. Radikale besitzen in Form ihres ungepaarten Elektrons ein hohes energetisches Potential und können ungesättigte Moleküle ebenfalls zur Radikalabspaltung veranlassen, wodurch eine Kettenreaktion in Gang gesetzt wird. Der Kettenabbruch erfolgt entweder durch Kopplung zweier Radikale miteinander, durch bereits erfolgte Bindung nahezu aller ehemals ungesättigten Monomermoleküle oder mit Hilfe von Inhibitoren (Janda 1990). Im Gegensatz zu den chemisch initiiert polymerisierenden KM sind sie direkt verarbeitbar, da beide Stoffe, also das Diketon wie auch das Amin, in der selben Masse vorliegen können, ohne dass eine Reaktion in Gang gesetzt wird (Craig et al. 2006).

Bei der Photopolymerisation lässt sich der Polymerisationszeitpunkt durch die Variation von Dauer und Stärke der Beleuchtung größtenteils steuern, was die Verarbeitungszeit verlängert und ein Arbeiten fast ohne Überschüsse ermöglicht (Eichner und Kappert 1996). Der Verzicht oder die geringer benötigte Menge von Aminen steigern die Farbstabilität (Roeters und de Kloet 1992) und verbessern den Füllstoff-Matrix-Verbund. Im Gegensatz zu reinem Polymethylmethacrylat (PMMA) lassen sich die Polymerisationsschrumpfung (PMMA: 15 %, Bis-GMA: 5 %) und die Wasseraufnahme (PMMA: bis ca. 2,5 Vol-%) verringern, während die mechanische Festigkeit gesteigert wird (Eichner und Kappert 1996). Der erhöhte Polymerisationsgrad bedingt eine gesteigerte Abrasionsresistenz (Roeters und de Kloet 1992).

Nachteile der Photopolymerisation sind die Abhängigkeit des Polymerisationsgrades von der Wellenlänge (Nomoto 1997), der Lichtmenge und somit von der KM-Schichtdicke sowie die beeinträchtigte Erreichbarkeit des Lichts in schlecht zugänglichen Bereichen wie etwa in Approximalkavitäten oder im Wurzelkanal (Jordan 1989).

Die lichtinitiierte Polymerisation des Adhäsivs und des BKM führt in vitro zu signifikant gesteigerten Haftfestigkeiten im Vergleich zur Lichthärtung nur des Adhäsivs. Die höchsten Haftfestigkeiten in allen Wurzelregionen zeigt das untersuchte Autopolymerisat. Die Haftfestigkeiten der mittleren und apikalen Wurzelregion sind ähnlich, aber signifikant niedriger als die des zervikalen Wurzelbereichs (Boff et al. 2007).

Der C-Faktor (Kavitäten-Konfigurationsfaktor) bezeichnet das Verhältnis der gebundenen zu den ungebundenen Restaurationsflächen. Je höher er ist, desto weniger freie Oberfläche existiert für ein KM zum Fließen und somit zur Volumenveränderung. Anhand des Vergleichs zweier verschiedener C-Faktoren (1,5 und 3,0) wird deutlich, dass ein höherer C-Faktor mit gesteigertem Kontraktionsstress (C-Faktor von 1,5 = 5,3 - 8,6 MPa; C-Faktor von 3,0 = 7,9 - 10,3 MPa) und gesteigerten Stressraten (1,5 = 0,01 - 0,24 MPa/s; 3,0 = 0,05 - 0,32 MPa/s) einhergeht. Die Konversionsgrade werden dahingegen nicht vom C-Faktor beeinflusst (Cunha et al. 2008).

Dieses Ergebnis kann damit erklärt werden, dass während der Polymerisation das Monomervolumen verringert wird, was Schrumpfungsspannungen auslöst, die ein Debonding des Materials vom Dentin verursachen können. Die Haftverbundfestigkeit wird verringert und die Randundichtigkeit erhöht. Laut des von Tay et al. durchgeführten theoretischen Berechnungsmodells weist der C-Faktor eines gebondeten Wurzelkanals extrem ungünstige Werte und eine negative Wechselbeziehung zur Adhäsivfilmstärke auf. Für einen 20 mm langen Kanal, der mit einer 25-er Feile bearbeitet wurde, errechnen sich C-Faktoren von 46 bis 23461 mit abnehmender Adhäsivdicke (500  $\mu\text{m}$  - 1  $\mu\text{m}$ ). Je dünner die Adhäsivschicht, desto kleiner ist auch die Volumenschrumpfung, was in verringertem Schrumpfungstress (S-Faktor) resultiert. Die Interaktion dieser zwei geometrisch bezogenen Faktoren (C- und S-Faktor) macht das Bonding eines adhäsiven Materials im Wurzelkanal hochgradig ungünstig (Tay et al. 2005).



Lovell et al. untersuchten in vitro den Einfluss der Temperatur und der Lichtintensität auf die maximale Polymerisationsrate ( $s^{-1}$ ) eines Bis-GMA / TEGDMA-Polymerisates (50 / 50 %) (Lovell et al. 1999). Diese stieg mit zunehmender Lichtintensität signifikant an ( $0,4 \text{ mW/cm}^2 = 0,022$ ;  $1,5 \text{ mW/cm}^2 = 0,056$ ;  $2,9 \text{ mW/cm}^2 = 0,085$ ). Bei einer Temperaturerhöhung von  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  auf  $40 \text{ }^\circ\text{C}$  nahm die maximale Polymerisationsrate ebenfalls signifikant zu ( $0,042$ ;  $0,068$ ;  $0,094$ ). Mit steigender Lichtintensität nahm auch die Konversionsrate zu. Es besteht folglich eine lineare Beziehung zwischen der Lichtintensität und der Polymerisationsschrumpfung (Sakaguchi et al. 1992). Geringere Lichtintensitäten lassen sich durch eine verlängerte Belichtungsdauer kompensieren.

Ein herausragender Vorteil der Faserstifte besteht darin, dass das Licht der Photopolymerisation durch sie hindurch geleitet werden kann und somit in der Lage ist, die Polymerisation von BKM in der Zementfuge in Gang zu setzen (Ferrari et al. 2001). Je größer dabei der Durchmesser des GFRC-Stiftes ist, desto tiefer gelangt das Licht innerhalb des Wurzelkanals. Die Photopolymerisation erreicht innerhalb simulierter Wurzelkanäle eine maximale Tiefe von 11 mm (Lui 1994).

Die Lichtenergie, die durch verschiedene, in ein schwarzes KM eingebettete lichtdurchlässige Faserstifte geleitet wird, lässt sich mit einem digitalen Fotometer quantifizieren. Es ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Aufbaustiftarten und den Messungen in den verschiedenen Tiefenabschnitten. Dabei ist die Menge der transmittierten Lichtenergie abhängig von der Art des Aufbaustiftes. Außerdem ist bei zunehmender Durchdringungstiefe eine signifikante Abnahme der Lichtmenge festzustellen. Die Lichtintensität nimmt auch ohne Aufbaustift innerhalb des Wurzelkanals bis auf Werte ab, die für eine Polymerisation besonders im apikalen Drittel nicht ausreichen (dos Santos et al. 2008).

Die Wet-Bonding-Technik, bei der das Bonding auf die noch feuchte Dentinoberfläche aufgetragen wird, um möglichst hohe Haftwerte zu erzeugen, ist im Wurzelkanal schwierig realisier- und kontrollierbar. Der Ausschluss von zu viel Restflüssigkeit im Kanal und die damit verbundene ausreichende und gleichmäßige Eindringtiefe des Bondings in apikale Regionen lassen sich nicht ausreichend beurteilen (Akgungor und Akkayan 2006). Als Folge stellt das Debonding an der Dentin-BKM-Grenzfläche die häufigste Versagensursache adhäsiv befestigter Faserstifte dar (Malferrari et al. 2003, Monticelli et al. 2003).

#### 2.1.2.2.3 Dualmechanismus

Dualhärtende KM vereinen die Vorteile der vorab beschriebenen Materialien. Als Zusatz enthalten sie Campherchinon in der Basispaste, was sie neben der Selbsthärtung auch zur lichtinduzierten Härtung befähigt (Eichner und Kappert 1996). Durch die chemisch initiierte Polymerisation wird eine sichere Aushärtung auch in den unteren Kunststoffschichten garantiert, während die Photoinitiation die Aushärtung der oberen Schichten ermöglicht.

In einer vergleichenden In-vitro-Studie an extrahierten Weisheitszähnen führte die Dualhärtung von BKM im Vergleich mit der rein lichtinitiierten Polymerisation zu signifikant höheren Scherfestigkeiten (Leevailoj et al. 2007). Wie die Autopolymerisate verursachen auch dualhärtende BKM weniger Schrumpfstress als chemisch initiiert polymerisierende BKM (Monticelli et al. 2008).

#### 2.1.2.3 Mechanismen der Komposithaftung an der Zahnhartsubstanz

Ein entscheidender Vorteil von KM gegenüber vielen Werkstoffen ist ihre Haftung an der Zahnhartsubstanz. Diese beruht auf einer Kombination zwischen mikro-mechanischer, chemischer und adhäsiver Verankerung. Die chemische Komponente über kovalente Bindungen kann nur erfolgen, wenn beide Bindungspartner reaktive Gruppen aufweisen. Die wichtigste Verankerung für KM stellt der adhäsive Verbund dar. Darunter verstehen sich Bindungen, die das Zusammenhalten von Materie an einer Grenzfläche bewirken. Daran sind vorrangig Wasserstoffbrückenbindungen, van der Waals-Kräfte sowie mechanische Mikroverankerungen beteiligt. Letztere ergeben sich aus dem Ätzvorgang und den daraus resultierenden Hohlräumen im Schmelz. Für das Ausmaß der Adhäsion sind der chemische Aufbau und die mechanischen Eigenschaften der beiden miteinander agierenden Feststoffe und derer jeweiliger Grenzflächen entscheidend. Hinzu kommen thermische, dynamische und chemische Einflüsse auf die einzelnen Komponenten und auf den Gesamtverbund. Die Wichtigkeit der Vorbehandlungsmethoden zur Steigerung der Benetzbarkeit und des daraus resultierenden engen molekularen Kontaktes wird anhand der vielfältigen Interaktionsflächen und -kräfte deutlich (Janda 1990).

##### 2.1.2.3.1 Schmelzhaftung

Im Normalzustand offenbart die Schmelzoberfläche einem KM keinerlei Retentionsmöglichkeit. Sie weist aufgrund der ständigen Wechselwirkung mit

organischen und anorganischen Verbindungen einen sehr geringen Energiezustand auf, da die reaktionsfähigen Elemente nahezu gesättigt sind. Die Applikation von Säuren auf die Zahnhartsubstanz (Schmelz-Ätz-Technik) beseitigt diese organischen Auflagerungen, entfernt die reaktionsträge Schmelzschicht und es werden Hydroxylapatitkristalle herausgelöst. Durch diese Vorgänge entstehen Mikroretentionen im Zahnschmelz und zwischen den Hydroxylapatitkristallen (Van Meerbeek et al. 2005). Das Ergebnis der erzielten Oberflächenvergrößerung ist eine reaktionsfähige, hochenergetische und damit benetzbare Schmelzschicht, die für eine mikromechanische Verankerung mit dem KM zur Verfügung steht (Geurtsen 1989). Ab diesem Zeitpunkt muss die Kontamination mit Blut oder Speichel unbedingt vermieden werden. Eine weitere Forderung ist die zügige Applikation des Bondingagents (Roeters und de Kloet 1992). Das in die Mikroporositäten einfließende niedrigvisköse, hydrophobe Adhäsiv findet im Anschluss an die Polymerisation eine mikromechanische Verankerung (Swift et al. 1995).

#### 2.1.2.3.2 Dentinhaftung

Im Gegensatz zum Schmelz wird die Haftung am Dentin durch die tubuläre Struktur und den Ausstrom des Dentinliquors aus den angeschnittenen Dentintubuli erschwert (Frankenberger et al. 2001). Das Problem besteht darin, das hydrophobe KM-Material mit dem hydrophilen Dentin in engen Kontakt zu bringen. Die Dentintubuli werden von peritubulärem Dentin begrenzt, das wesentlich stärker mineralisiert ist als das intertubuläre Dentin, was den Vorgang der Demineralisierung erschwert.

Zudem entsteht bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins eine sogenannte Schmierschicht (smear layer) aus zerstörtem Kollagen und Apatit (Pashley und Carvalho 1997). Sie verschließt die Tubuli und verhindert so den direkten Kontakt des hydrophoben Adhäsivs mit der kompakten Dentinoberfläche. Die auf diese Art erzielten Haftwerte sind relativ gering (Torney 1978). Deshalb wurde versucht, eine chemische Verbindung mit dem smear layer aufzubauen. Die Haftung solcher Dentinhaftmittelsysteme war allerdings auch nur so hoch, wie die Retention der Schmierschicht an der Dentinoberfläche. Somit wurde es nötig, die Schmierschicht zu entfernen oder zumindest zu modifizieren. Dieses gelingt durch die Konditionierung der Dentinoberfläche mit Hilfe von Phosphorsäure ( $H_3PO_4$ ). Sie demineralisiert das Dentin, wodurch die Dentintubuli eröffnet werden und das Kollagennetzwerk freigelegt wird. Das hydrophile Monomer (Primer) kann nun durch Verdrängung des

Wassers aus dem Kollagennetzwerk in eben diese Schichten eindringen. Dieser Vorgang wird durch wasservertreibende Zusätze wie Ethanol oder Aceton erleichtert. Sie bewirken einen direkten Kontakt des amphiphilen (Substanzen mit gleichzeitig hydrophobem und hydrophilem Charakter) Adhäsivs mit den Kollagenfasern, wodurch eine gemischte Zone aus polymerisiertem Adhäsiv und durchwirkten Kollagenfibrillen resultiert, die sogenannte Hybridschicht. Diese Hybridisierung des Dentins resultiert in höheren Haftfestigkeiten (Nakabayashi et al. 1991).

Der Mechanismus, um Adhäsive an das Dentin zu binden, basiert auf einer Kombination aus Hybridisierung und der Ausbildung von resin tags (Dentinkanäle mit eingelagertem BKM) (Nakabayashi et al. 1982).

#### 2.1.2.4 Schmelz- und Dentin-Haftvermittler

##### 2.1.2.4.1 Total-Ätz-Systeme (etch-and-rinse systems)

Etch-and-rinse-Systeme brauchen separate Konditionierungs-, Spül-, Priming- und Adhäsiv-Schritte, um die Kollagenfasern freizulegen, zu durchdringen und zu festigen. Als deren Folge kommt es zur Ausbildung einer Hybridschicht. Die Wet-Bonding-Technik, also die Applikation des Haftvermittlers auf das noch feuchte Dentin, ist für diese Systeme essentiell, um einen Kollaps der Kollagenfasern zu verhindern (Reis et al. 2005). Die etch-and-rinse-Systeme existieren als Zwei- und Drei-Flaschen-Systeme.

Bei den Drei-Flaschen-Systemen wird zuerst das Demineralisierungsmittel (z. B. Phosphorsäure) auf die Zahnhartsubstanz aufgetragen. Anschließend wird ein Primer appliziert, der das Kollagennetzwerk aufrichtet und stabilisiert. In einem letzten Schritt folgen die Applikation sowie die Lichthärtung des Adhäsivs.

Die Zwei-Flaschen-Systeme unterscheiden sich von den vorab genannten dadurch, dass nach der Säurekonditionierung eine Kombination aus Primer und Adhäsiv auf die Zahnhartsubstanz aufgetragen wird. Klinische Studien und experimentelle Laborstudien bescheinigen etch-and-rinse-Adhäsiven überzeugende Erfolgsraten (Frankenberger und Tay 2005, Peumans et al. 2005).

##### 2.1.2.4.2 Selbstätzende Primer

Diese Zwei-Flaschen-Materialien basieren auf einer simultanen Anwendung des Konditionierers und des Primers, mit Hilfe sogenannter saurer Primer, gefolgt von der Applikation des Adhäsivs. Die Anwendung selbstätzender Primer gelingt schneller

und einfacher und ist folglich weniger techniksensitiv. Dadurch verbessern sie die Effizienz und verkürzen die chair-side-Behandlung (Cho und Dickens 2004). Ihre Wirksamkeit am Dentin ist akzeptabel, jedoch bestehen Zweifel, ob sie den Schmelz ausreichend anätzen können. Die Anfälligkeit des Adhäsivs gegenüber der Feuchtigkeitskontamination durch die Dentinflüssigkeit wird vermindert (Itthagarun und Tay 2000). Ein Kollaps des luftgetrockneten, demineralisierten Kollagens wird dadurch verhindert, dass der verbliebene smear layer auf dem Dentin gleichzeitig demineralisiert und mit dem Primer infiltriert wird (Nakabayashi und Saimi 1996).

Die selbstätzenden Systeme sind in der Lage, das Dentin durch den smear layer hindurch anzuätzen. Der smear layer wird folglich als Bondingsubstrat miteinbezogen. Es resultiert eine oberflächlich hybridisierte smear layer-Zone und eine darunter liegende Zone hybridisierten intertubulären Dentins. Die Wirksamkeit der selbstätzenden Systeme ist nicht abhängig von der Dicke des smear layers (Reis et al. 2005). Trotz der Anwesenheit kurzer resin tags wird eine gute Versiegelung erreicht, wenn die smear plugs (in der Tiefe der Dentintubuli verbliebene 1 - 10 µm reichende Schmierschichtanteile) (Pashley 1990) intakt zurückbleiben (Ferrari et al. 1997).

Im Hinblick auf Sekundärkaries, marginale Adaptation und die Haftverbundfestigkeit zeigen selbstätzende Primer über einen Beobachtungszeitraum von zwei Jahren gleich gute Ergebnisse wie Zwei-Flaschen-total-etch-Systeme. Die Erfolgsrate der Versorgungen beträgt 97 % (Bekes et al. 2007).

#### 2.1.2.4.3 All-in-one-Systeme

Die dritte Variante der Haftvermittler beruht auf dem Gebrauch nicht abgespülter (non-rinse) saurer polymerisierbarer Monomere als Konditionierungsmittel, gefolgt von Primer und Bonding. Eine separate Ätzung entfällt bei dieser Materialkombination.

Die all-in-one-Systeme reduzieren, wie auch die selbstätzenden Primer, die Technik-Sensitivität und die Behandlungsdauer (Swift 2002, Pashley und Tay 2001).

#### 2.1.2.5 Adhäsion zum Wurzeldentin

Wie bereits vorab erwähnt (Kapitel Lichtinduzierte Härtung), sind im Wurzelkanalsystem die Wet-Bonding-Technik, der Ausschluss verbliebener Flüssigkeit sowie die ausreichende und gleichmäßige Eindringtiefe des Bondings in

apikale Regionen schwierig realisier- und kontrollierbar (Akgungor und Akkayan 2006). Trotzdem setzt sich in jüngerer Zeit auch bei Aufbaustiften die adhäsive Zementierung mit BKM immer mehr durch. In diesem Zusammenhang ist die Haftung am Wurzeldentin besonders interessant. Walter et al. untersuchten die Haftung verschiedener selbsthärtender BKM an Wurzel- und koronalem Dentin boviner Zähne (Walter et al. 2005). Sie fanden heraus, dass das selbstadhäsive BKM RelyX™ Unicem (Unicem, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) im Vergleich mit konventionellen BKM und GIZ bei beiden untersuchten Substraten die signifikant höchsten Haftwerte erzielte. Die Haftwerte der Zemente unterschieden sich für das Wurzeldentin und das koronale Dentin statistisch nicht signifikant.

In einer weiteren In-vitro-Studie an 130 Zähnen wurden verschiedene Befestigungszemente aktiver Aufbaustifte (Einteilung nach Dallari und Rovatti 1996, Kapitel Einteilung der Aufbaustifte) bezüglich ihrer Haftung miteinander verglichen (Rosin et al. 2000). Dabei wies das getestete BKM (Compolute™, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) signifikant höhere Haftwerte auf als der ZPZ (Harvard, Hoffmann Dental Manufaktur GmbH, Berlin, Deutschland), GIZ (Ketac™ Cem, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und das Kompomer (Dyract™ Cem, Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland). Das BKM reagierte als einziger Befestigungszement auf eine Kombination von TML und mechanischem Stress nicht mit signifikanten Haftungsverlusten (Wasserlagerung = 563 N; Wasserlagerung, TML und mechanische Belastung = 473 N), während der ZPZ (497 N; 248 N) die stärksten Haftungsverlustunterschiede aufwies. Gegossene Stifte, welche mit BKM befestigt wurden, zeigten unter zyklischer Belastung eine signifikant höhere maximale Belastbarkeit als bei Zementierung mittels GIZ oder kunststoffverstärktem GIZ (Junge et al. 1998). In einer Untersuchung zur Haftfestigkeit verschiedener Befestigungszemente zur Zementierung konfektionierter Aufbaustifte erzielten BKM (Panavia™ 21, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) Haftwerte von 43,15 kg, während GIZ 34,45 kg (Ketac™ Cem) und ZPZ lediglich 25,07 kg (Fleck`s, Mizzy Incorporated, Virginia, USA) erreichten (Hagge et al. 2002b). Weitere In-vitro-Studien stellten für die Zementierung konfektionierter Metallaufbaustifte mit BKM eine höhere Aufbaustifthaftung und Belastbarkeit fest, als für die Befestigung mit konventionellen Zementen (Chang et al. 1993, Mezzomo et al. 2003). Utter et al. (BKM = 179 N, ZPZ = 124 N) und Rosin et al. (nach vierwöchiger Wasserlagerung und TML:

BKM = 586 N, ZPZ = 385 N, GIZ = 321 N) bestätigten diese Ergebnisse (Utter et al. 1997, Rosin et al. 2000).

Bei der Aufbaustiftzementierung mit BKM erwies sich die Stiftlänge als nicht entscheidend für das Ausmaß der Haftverbundfestigkeit, bei Verwendung von ZPZ nahm die Haftverbundfestigkeit mit der Stiftlänge signifikant ab (Nissan et al. 2001). Daraus lässt sich ableiten, dass die adhäsive Zementierung längenreduzierter Aufbaustifte eine Prävention für das Wurzelkaries bewirkt.

Der adhäsive Verbund ermöglicht im Vergleich zur konventionellen Aufbaustiftzementierung eine interne Stabilisierung der Restzahnsubstantz (Mendoza et al. 1997), insbesondere bei Zähnen mit dünnem Wurzelkaries (Saupe et al. 1996, Katebzadeh et al. 1998). Im push-out-Test (Ausstoßversuch) wies das zervikale Wurzelkaries die höchsten Haftfestigkeiten auf (apikal = 0,37 - 0,45 MPa, mittleres Drittel = 0,34 - 0,65 MPa, zervikal = 0,62 - 1,01 MPa) (Kalkan et al. 2006). Auch Mallmann et al. stellten nur für das zervikale Drittel signifikante Unterschiede der mittleren Haftfestigkeit zwischen zwei Bondingsystemen fest (zervikal = 8,1 - 10,8 MPa, Mitte = 6,0 - 7,9 MPa, apikal = 6,9 - 7,1 MPa) (Mallmann et al. 2005). Die Bondingstärke zwischen dem BKM und dem Dentin erwies sich dabei als klinisch relevanter, als die zwischen dem Aufbaustift und dem BKM (Bitter et al. 2006a).

In-vivo-Ergebnisse zeigten, dass Aufbaustift-retinierte-Restaurationen ihre kritische Stelle an der Wurzel-Stift-Aufbau-Interaktionsfläche aufwiesen (Monticelli et al. 2003).

Die Fehler des adhäsiven Stift-Stumpf-Aufbaus werden hauptsächlich vom adhäsiven Versagen an der Dentin-BKM-Grenzfläche, einer Mischung adhäsiver Fehler an der Stift-BKM- und BKM-Dentin-Grenzfläche sowie von kohäsiven Fehlern des BKM verursacht (Nagase et al. 2005).

Die herkömmliche Applikationstechnik von BKM zur Insertion von Aufbaustiften verursacht viele Lücken und Luftblasen. Die Kombination flexibler, wurzelkanalgeformter Applikationshilfen (z. B. Elongation Tips, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) resultiert mit dem getesteten selbstadhäsiven BKM (RelyX™ Unicem) in einer homogenen Zementgrenzfläche (Watzke et al. 2008).

#### 2.1.2.6 Adhäsion zum Aufbaustift

Die chemische Verbindung zwischen der Oberfläche des faserverstärkten KM-Aufbaustiftes und dem BKM bzw. dem Aufbau-KM muss näher beleuchtet werden,

da die Haftung zwischen dem BKM und dem GFRC-Stift verglichen mit der zwischen der Zahnhartsubstanz und dem BKM die Schwachstelle des Konstruktes darstellt (Baldissara et al. 2006). Neben der mikromechanisch aufgerauten Oberfläche der meisten GFRC-Stifte zur Steigerung der Haftverbundfestigkeit existieren weitere Oberflächenmodifikationsmöglichkeiten, um diesen Verbund zu optimieren. Dazu zählen die Silanisierung und / oder die Adhäsivapplikation, Säureätzung, Sandstrahlen und das silica coating (CoJet™, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland). Hinzu kommen alternative Ätztechniken, welche mikromechanische mit chemischen Komponenten kombinieren (Monticelli et al. 2008).

Einige In-vitro-Studien beschäftigen sich mit den verschiedenen Oberflächenbehandlungen von Faserstiften und deren Einfluss auf die Haftkraft zwischen dem Aufbaustift und dem Befestigungs- sowie dem Aufbau-KM (Vano et al. 2006). Es existieren mechanische (Sahafi et al. 2003) sowie chemische Modifikationen (Kern und Wegner 1998, Yanagida et al. 2001). Letztere rauhen die Aufbaustiftoberfläche an und verbessern so dessen mechanische Verzahnung mit dem BKM (Wolf et al. 1993). Aufgrund der chemischen Unterschiede ist nicht damit zu rechnen, dass eine Haftung zwischen dem methacrylatbasierten KM des Aufbaus und dem Epoxy-KM des Stiffasermaterials möglich ist (Monticelli et al. 2006). Wasserstoffperoxid ( $H_2O_2$ ) ist in der Lage, die Epoxy-KM-Matrix zu zersetzen, indem es deren Haftung aufhebt und die Faseroberfläche zur Silanisierung freilegt. Dieses Vorgehen scheint effektiv zu sein, um die Haftverbundfestigkeit zwischen den Epoxy-KM basierten konventionellen Faserstiftsystemen und den Aufbau-KM zu verbessern (Goracci et al. 2005). In der In-vitro-Studie von Monticelli et al. resultiert die Behandlung mit  $H_2O_2$  in einer signifikanten Verbesserung der Haftfestigkeit zwischen den Faserstiften und fließfähigen Aufbaumaterialien (Monticelli et al. 2006). Oft wird eine Säureätzung (Fluorsäure) in Kombination mit einer Silanisierung angewandt, um zwischen BKM und Feldspatkeramiken zu vermitteln (Hayakawa et al. 1992, Aida et al. 1995, Ozcan und Vallitu 2003).

Silane sind in der Lage, chemische Brücken zwischen dem KM und anorganischen Substraten auszubilden. An der Grenzfläche zwischen dem Faserstift und dem Aufbau-KM ist die chemische Bindung nur zwischen dem Aufbau-KM und den exponierten Glasfasern des Aufbaustiftes möglich (Ferrari und Scotti 2002, Aksornmuang et al. 2004, Goracci et al. 2005). Das Ergebnis der Silanisierung der



Faserstifte lässt sich jedoch als klinisch vernachlässigbar bezeichnen (Bitter et al. 2007).

Die Kombination chemischer und mikromechanischer Oberflächenmodifikationen stellt die erfolversprechendste Variante dar (Monticelli et al. 2008). Da diese aber techniksensitive Verfahren darstellen, befürworten die Autoren eher industrielle Konditionierungen als chair-side-Applikationen, da Erstere in der Lage sind, hochhydrophobe Substratüberzüge herzustellen, die sichere Adhäsionseigenschaften und Haftstabilitäten ermöglichen. Darüber hinaus sorgen sie dafür, dass die KM-Matrix nicht direkt in den Adhäsionsprozess involviert ist, was das Risiko von Inkompatibilitäten zum methacrylatbasierten Restaurationsmaterial minimiert.

In einer mikroskopischen In-vitro-Studie erwiesen sich fließfähige KM gegenüber den Hybrid-KM hinsichtlich der Homogenität und Kontinuität zur Aufbaustiftoberfläche als überlegen (Monticelli et al. 2005). Jedoch scheinen Letztere in der Lage zu sein, höheren mechanischen Anforderungen gerecht zu werden.

## 2.2 Direkte zahnfarbene Stumpfaufbaumaterialien

Im Laufe der Zeit wurden die verschiedensten Materialien für Zahnstumpfaufbauten benutzt. Die meisten davon wurden nicht speziell für dieses Vorhaben entwickelt, sondern haben aufgrund ihrer positiven Eigenschaften Verwendung als Aufbaumaterialien gefunden. Als zahnfarbene Aufbaumaterialien stehen Glasionomerzemente (GIZ), Kompomere (CM) und Komposite (KM) zur Verfügung.

### 2.2.1 Glasionomerzemente

GIZ bestehen aus Ca-Al-Fluorsilikat-Gläsern, die mit Polyacrylsäure in wässriger Lösung reagieren und durch eine Säure-Base-Reaktion zur Vernetzung der Matrix führen. Durch die Anlagerung von Methacrylatgruppen kann die Polyacrylsäure modifiziert werden, was die kunststoffmodifizierten GIZ zur Lichtinitiation befähigt und dadurch längere Verarbeitungszeiten ermöglicht.

Vorteilhaft ist die Fähigkeit der GIZ, über ihre Carboxylgruppen chemisch an Schmelz und Dentin zu haften, der geringe, dem Dentin ähnliche thermische Expansionskoeffizient (Naasan und Watson 1998) und der antikariogene Effekt durch die Fluoridfreisetzung (Hattab und Amin 2001). Dem gegenüber stehen mangelhafte Druckfestigkeiten (182 - 234 MPa), Biegefestigkeiten (12,2 - 14,2 MPa) und Zugfestigkeiten (13,7 - 22,4 MPa) (Mitra und Kedrowski 1994). Die Biege- und

Zugfestigkeit der GIZ ist signifikant geringer, als die der CM und KM. Weitere negative Eigenschaften stellen die Sprödigkeit, Feuchtigkeits- und Austrocknungsanfälligkeit sowie lange Abbindezeiten dar (Bonilla et al. 2000, Combe et al. 1999).

Die hygroscopische Expansion ist eine Funktion der Wasseraufnahme und der Löslichkeit. Unter oralen Bedingungen zeigen GIZ wie auch die CM eine hohe hygroscopische Expansion (Volumenzunahme durch Wasseraufnahme) (Attin et al. 1995, Sindel et al. 1999). GIZ (- 9,96 % bis + 9,42 %) weisen gegenüber den KM (- 0,01 % bis + 1,05 %) schon innerhalb eines Beobachtungszeitraums von 56 Tagen signifikante Volumendimensionsänderungen in verschiedenen getesteten Flüssigkeiten (Silikonöl, destilliertes Wasser, Wasser) auf (Chutinan et al. 2004). Deren Auswirkungen können, besonders bei Verwendung von GIZ-Befestigungszementen, Frakturen einer umgebenden Vollkeramik sein. In der In-vitro-Studie von Gu et al. reagierte GIZ als Aufbaumaterial unakzeptabel, da alle untersuchten Proben frakturierten und GIZ eine geringere Haftverbundfestigkeit zum Aufbaustift zeigten als KM (Gu et al. 2006).

Aufgrund ihrer geringen Scher- und Druckfestigkeiten und daraus resultierend ihrer unzureichenden In-vitro-Langzeitresistenz, erweisen sich GIZ als unadäquates Material in kaubelasteten Bereichen (Bonilla et al. 2000, Piwowarczyk et al. 2002a). Auch Silberbeimischungen verbessern die physikalischen Eigenschaften nur geringfügig. Selbst KM-modifizierte GIZ erweisen sich wegen ihrer Sprödigkeit und geringen Druckfestigkeit als ungenügend (Gladys et al. 1997). Ihre Festigkeit reicht für ein zuverlässiges Aufbaumaterial nicht aus (Cohen et al. 1997, Gateau et al. 1999, 2001).

### 2.2.2 Kompomere

CM existieren als Hybridmaterialien zwischen KM und GIZ. Sie sind lichtinitiiert polymerisierende Einkomponentenmaterialien, bei denen das Monomer des KM-Materials mit Carboxylatgruppen modifiziert wurde. Darüber hinaus enthalten sie das den GIZ entnommene Strontiumfluorosilikatglas als Füllstoff, welches die Röntgenopazität bewirkt und andererseits für die Carbonsäuregruppen des Dimethacrylats zu einer Säure-Base-Reaktion zur Verfügung steht. Die Abbinde-reaktion verläuft also kombiniert als Polymerisationsreaktion in Folge der Licht-induktion und anschließend als Säure-Base-Reaktion, wenn das Produkt in der Mundhöhle Wasser aufnimmt (Eichner und Kappert 1996).

CM weisen im Vergleich zu KM und GIZ nach 24 Stunden eine hohe Biegefestigkeit (92,1 MPa), jedoch deutlich geringere Druck- (73,8 MPa) und Zugfestigkeiten (32,5 MPa) auf (Piwowarczyk et al. 2002a). Ähnlich den GIZ zeigen CM eine hohe hygroskopische Expansion (1,44 - 2,45 %), die sich in marginalen Volumenzunahmen manifestieren kann (Jedynakiewicz und Martin 2001). In einer In-vitro-Studie zu diesem Aspekt frakturierten alle Vollkeramikronen, die auf CM- oder GIZ-Aufbauten zementiert wurden (Sindel et al. 1999). Dabei gilt für CM, wie auch für GIZ, der Weg der Flüssigkeit über kleinste Spalten ins Material als der wahrscheinlichste. CM zeigen eine Wasseraufnahme von 19 - 23  $\mu\text{g} \times \text{mm}^{-3}$  sowie eine Löslichkeit von -2 bis 4  $\mu\text{g} \times \text{mm}^{-3}$  (Janda et al. 2007).

Aufgrund der nicht ausreichenden mechanischen Eigenschaften sind sie als Aufbaumaterialien nicht indiziert. Klassische Einsatzmöglichkeiten der CM sind Klasse-V-Restaurationen (Zahnalsdefekte) und Milchzahnfüllungen.

### 2.2.3 Komposite

KM bestehen aus langkettigen Monomeren. Dieser Matrix werden zur Verbesserung der physikalischen Eigenschaften Füllstoffe zugesetzt, die über ein Silan in die Matrix eingelagert sind (Kapitel Komposit-Phasen).

24 Stunden nach dem Anmischvorgang des KM (Core Paste, DenMat, Santa Maria, USA) liegen dessen Biegefestigkeiten (82,8 MPa) und Zugfestigkeiten (39,1 MPa) über denen der CM und GIZ. Auch die Druckfestigkeit von KM (237,4 MPa) gilt selbst in kaubelasteten Bereichen als ausreichend (Piwowarczyk et al. 2002a). KM sind daher im Gegensatz zu GIZ und CM in der Lage, den Kaukräften standzuhalten (Bonilla et al. 2000). Ihr Abbindemodus ermöglicht die Präparation direkt im Anschluss an die Aufbaufertigung. Nach der Kronenpräparation weisen KM im Vergleich mit GIZ höhere Bruchfestigkeiten auf (Burke et al. 2000). Darüber hinaus besitzen sie, wie auch die GFRC-Stifte, mit 15 - 25 GPa einen dentinähnlichen E-Modul (Clearfil<sup>TM</sup> Core = 20 GPa) (Braem et al. 1986). Werden sie gemäß den Herstellerangaben verwendet, adhären KM mit der gesunden Zahnhartsubstanz.

Als Nachteil ist zu nennen, dass die Anwendung von KM ein sehr techniksensitives Verfahren darstellt. Eine Matrizenlegung ist in Abhängigkeit von dem Bereich der Insertion nicht unbedingt notwendig. Auf eine effektive Trockenlegung darf aber nicht verzichtet werden. Je nach Farbgebung kann das Unterscheiden zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Aufbaumaterial bei der Präparation Probleme bereiten.

Die Polymerisationsschrumpfung lichtinitiiert polymerisierender KM variiert von 0,24 - 0,63 % (Hansen 1982). Der Füllergehalt der KM korreliert signifikant negativ mit der Polymerisationsschrumpfung (Rüttermann et al. 2007). Das Dentinbonding kann durch die Polymerisationskontraktion Mikrorisse bekommen, wodurch Karies und pulpale Probleme entstehen können. Dimensionsveränderungen sind durch die Wasseraufnahme ( $9 - 27 \mu\text{g} \times \text{mm}^{-3}$ ) und den im Vergleich zum Zahn dreifach höheren thermischen Expansionskoeffizienten möglich, jedoch klinisch nicht signifikant. Die Wasseraufnahme steigt mit zunehmendem Füllergehalt (in Vol-%). Die Löslichkeit von KM beträgt  $0 - 4 \mu\text{g} \times \text{mm}^{-3}$  (Janda et al. 2007). Nach 64-tägiger Lagerung in destilliertem Wasser zeigten die untersuchten KM Expansionswerte von 0,15 - 2,39 % (Martin et al. 2003).

Der Effekt der hygroskopischen Expansion scheint KM als Aufbaumaterialien nicht so stark zu tangieren wie GIZ und CM, da auf KM-Aufbauten konstruierte Vollkeramikronen keinerlei Fehlerraten nach 12 Monaten aufwiesen (Sindel et al. 1999). Dabei zeigten kunststoffmodifizierte GIZ eine größere hygroskopische Expansion als CM und diese wiederum eine höhere, als die relativ stabilen KM (Huang et al. 2002). Sie reichte von 0,07 - 0,26 % (Bowen et al. 1982).

Einen weiteren Vorteil bietet die Möglichkeit, hinsichtlich einer Rationalisierung der Arbeitsabläufe sowohl die Aufbaustiftzementierung, als auch die Konstruktion des Stumpfaufbaus mit ein und demselben Material durchführen zu können.

KM stellen in der heutigen Zahnheilkunde das Mittel der Wahl für Zahn- und Stift-Aufbauten sowohl anteriorer, als auch posteriorer Zähne dar, sofern eine adäquate Trockenlegung möglich ist (Stober und Rammelsberg 2005, Bonilla et al. 2000, Combe et al. 1999, Burke et al. 2000).

#### 2.2.4 Selbstadhäsiver universaler Komposit-Befestigungszement

BKM scheinen aufgrund ihres zur Steigerung der Fließfähigkeit geringeren Füllstoffgehaltes für eine Verwendung als Aufbaumaterialien ungeeignet zu sein, da die Füllstoffe die mechanischen Eigenschaften eines KM deutlich verbessern (Kapitel Füllstoffe).

RelyX<sup>TM</sup> Unicem (3M Espe, Seefeld, Deutschland) ist ein dualpolymerisierendes, sogenanntes selbstadhäsives BKM für die adhäsive Befestigung von Vollkeramik-, KM- und Metallrestorationen.

Unicem soll einen mit der modernen Adhäsivtechnologie vergleichbaren Haftverbund zwischen der Restauration und der Zahnhartsubstanz erreichen, obwohl im Vergleich zu anderen BKM die Konditionierung der Zahnhartsubstanz inklusive des Bondings entfällt (Hikita et al. 2007).

Unicem weist im Gegensatz zu Füllungs-KM einen niedrigeren Füllstoffgehalt (72 Gew-%) und einen höheren Anteil niedrigvisköser Acrylate auf. Auch im Vergleich mit anderen BKM ist sein Füllstoffgehalt als geringer einzuordnen.

Zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz und zur Selbsthaftung besteht die organische Matrix von Unicem aus mehrfach funktionellen phosphorsauren Methacrylaten, die einen hohen Polymerisationsgrad und damit verbunden eine hohe mechanische Stabilität (Vickershärte = 44 HV, Druckfestigkeit = 145 MPa (Kumbuloglu et al. 2004), Druckfestigkeit nach Lichtinitiation = 241 MPa, Biegefestigkeit nach Lichtinitiation = 63 MPa (Piwowarczyk et al. 2002b) sowie eine hohe Dimensionsstabilität (nach sechsmonatiger Wasserlagerung: Unicem = 0,4 %, GIZ = 1,9 % (Fuji Plus<sup>TM</sup>, GC Corporation, Leuven, Belgien) (ESPE Interne Daten 2002)) ermöglichen. Letztere ist ein wichtiges Kriterium zur Zementierung von Glaskeramiken (Schwellenwert = 0,8 %). Da jedes Molekül mindestens zwei C=C-Doppelbindungen besitzt, wird während der radikalischen Polymerisation eine hohe Reaktivität erzielt. Durch die Reaktion der phosphorsäuremodifizierten funktionellen Gruppen mit den basischen Füllstoffen und dem Apatit der Zahnhartsubstanz wird Wasser freigesetzt. Das BKM wird hydrophil und kann sich so gut an die Zahnhartsubstanz anlagern. Während der folgenden Polymerisationsreaktionen und der Zementreaktion mit den basischen Füllstoffen werden aus dem Glas Fluoridionen freigesetzt und das Wasser wird wieder verbraucht. Dadurch nimmt der Befestigungszement nach seinem Abbinden hydrophobe Eigenschaften an, was eine geringe Quellung sicherstellt. Die Wasseraufnahme von Unicem liegt bei  $25 \mu\text{g} \times \text{mm}^3$  (GIZ =  $261 \mu\text{g} \times \text{mm}^3$ ), seine Löslichkeit beträgt  $4 \mu\text{g} \times \text{mm}^3$  (GIZ =  $23 \mu\text{g} \times \text{mm}^3$ ) (Piwowarczyk et al. 2002b). Diese Eigenschaften verleihen Unicem eine hohe Langzeitstabilität und ein gutes Randschlussverhalten. Seine Feuchtigkeitstoleranz ermöglicht eine Zementierung in nahezu allen Bereichen des Zahnes (Monticelli et al. 2008).

#### 2.2.4.1 Haftung an der Zahnhartsubstanz

Unicem lieferte ohne Vorbehandlung des Zahnes mit 16,2 MPa nach chemisch

initiiert Polymerisation ähnliche Scherhaftungswerte am Humandentin wie die Kombination aus Adhäsivsystem und BKM (Panavia™ F = 13,4 MPa, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) und benötigt somit eine geringere Anwendungszeit. Nach zusätzlicher Lichtinitiation stieg dieser Wert auf 19,5 MPa an (Irie et al. 2002).

Diese Ergebnisse werden durch mikrotensile Haftuntersuchungen bestätigt (Mikrotestmodul, das die zu untersuchenden Materialien mit unterschiedlichen Belastungen konfrontiert, wobei die Messwerte simultan ermittelt und in Kurven und Diagramme umgerechnet werden können. Gleichzeitig können digitale Raster-Elektronenmikroskopbilder hinzu synchronisiert werden, wodurch die digitale Veranschaulichung zyklischer Tests ermöglicht wird). Als deren Ergebnis zeigte Unicem am Schmelz mit ca. 20 MPa niedrigere Werte im Vergleich mit den mit Phosphorsäure (Variolink II® = ca. 50 MPa, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) bzw. dem ED Primer (Kuraray Europe GmbH, Düsseldorf, Deutschland) (Panavia™ F = ca. 35 MPa) geätzten Proben. Am Dentin lag seine Haftung bei ca. 17 MPa (Hikita et al. 2007).

#### 2.2.4.2 Haftung an Restaurationsmaterialien

Unicem erzielte in einer In-vitro-Studie zur Scherfestigkeit an der Glaskeramik IPS Empress® 2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ohne Konditionierungsschritte nach 14 Tagen andauernder thermischer Wechselbelastung vergleichbare Haftwerte (18,42 MPa) wie die BKM Panavia™ F (10,35 MPa) und Variolink II® (18,82 MPa) (Piwowarczyk et al. 2002c).

Bei der Befestigung von Zirkonoxidkeramiken stellt sich die adhäsive Zementierung als problematisch heraus, da sich diese nur schwer konditionieren lassen. Eine Ätzung mit Flusssäure ist nicht möglich. An Lava®-Zirkonoxidkeramik (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) zeigte Unicem im Anschluss an die thermische Wechselbelastung und Wasserlagerung mit 12,66 MPa die höchsten Haftwerte, sowohl bei licht-, als auch bei chemisch initiiertem Härten. Die Werte der BKM Panavia™ F (8,33 MPa) und Variolink II® (2,78 MPa) lagen darunter (Piwowarczyk et al. 2002b).

Unicem zeigte, wie auch die untersuchten BKM (Panavia™ F, Variolink II®), bezüglich der Randgüte und -dichtigkeit von IPS Empress® 2-Kronen und IPS Empress® I-Keramikinlays im Anschluss an die Kausimulation nach Auswertung der Randschlussanalyse und des Farbpenetrationstests mit Werten von 93,5 - 100 %

eine gute marginale Adaptation. Kunststoffmodifizierte GIZ und CM zeigten höhere Farbstoffpenetrationswerte und weniger Anteile mit perfektem Randschluss (Rosentritt et al. 2002).

Goracci et al. belegten in ihrer Studie zur Adhäsion von Faserstiften zum Wurzelzement Variolink II<sup>®</sup> mit 10,18 MPa signifikant höhere Grenzflächenfestigkeiten als Panavia<sup>™</sup> 21 (5,04 MPa) und Unicem (5,01 MPa) (Goracci et al. 2005). Das Bondingpotential der etch-and-rinse-BKM ist somit größer. Zwischen Variolink II<sup>®</sup> und dem intraradikulären Dentin wurde der smear layer komplett entfernt und es kam zur Bildung einer 8 - 10 µm dicken Hybridschicht. Zwischen der Adhäsivschicht von Panavia<sup>™</sup> 21 und der Hybridschicht verblieben, wie auch zwischen dem smear layer und dem darunter liegenden Wurzelzement in der Unicem-Gruppe, Lücken. Panavia<sup>™</sup> 21 und Unicem können also den smear layer, der während der Aufbaustiftbettpräparation auf dem Wurzelzement entsteht, nicht vollständig auflösen, so dass smear layer plugs zurück bleiben. Trotzdem besitzt Unicem besonders im Vergleich mit ZPZ und GIZ überlegene mechanische Eigenschaften.

Aufgrund der genannten Eigenschaften und Vorzüge soll eine Indikationserweiterung von Unicem zum Stumpfaufbaumaterial überprüft werden.

### 2.3 Einteilung der Aufbaustifte

Der ideale Aufbaustift ermöglicht dem Aufbau zusätzliche Retention und unterstützt diesen, damit die auf dem Zahn angefertigte Restauration ihren Halt nicht verliert (Asmussen et al. 1999). Er leitet einwirkende Kräfte an den Zahn weiter, ohne ihn dabei anfällig für Wurzelfrakturen zu machen. Vereinfacht gesagt besteht die Funktion eines Aufbaustiftes in der Stützung von Aufbau und Restauration (Bateman et al. 2003). Dabei ist es für ein ideales intraradikuläres Restaurationssystem entscheidend, dass dessen biomechanische Eigenschaften der natürlichen Zahnhartsubstanz ähnlich sind (Dallari und Rovatti 1996).

Eine Einteilung der Aufbaustifte kann anhand ihres Materials, ihrer Form, ihrer Fertigungsart und ihrer Retention im Wurzelkanal vorgenommen werden. Dallari und Rovatti teilten Aufbaustifte in drei Generationen ein. Nach den Aufbaustiften der ersten (aktive Schraubensysteme) und zweiten Generation (konfektionierte, industriell gefertigte Metallaufbaustifte aus Titan (E-Modul ~ 120 GPa) (Stanford et al. 1960) oder dessen Legierungen sowie im Angussverfahren laborgefertigte Stift-Stumpf-Aufbauten aus Nichtelegmetalllegierungen oder hochgoldhaltigen

Legierungen) wurden Aufbaustifte der dritten Generation entwickelt. Dazu zählen alle passiv zementierten, nicht-metallischen Aufbaustiftsysteme, wie Keramik-Stift-Stumpf-Aufbauten und faserverstärkte KM-Aufbaustifte (Dallari und Rovatti 1996).

### 2.3.1 Aufbaustifte der dritten Generation

#### 2.3.1.1 Keramik-Aufbaustifte

Konfektionierte Keramikaufbaustifte sind ästhetisch, radioopak, biokompatibel und weisen hohe Risszähigkeiten und Biegefestigkeiten (1000 MPa) auf. Ihr hoher E-Modul von 170 GPa (Stanford et al. 1960) kann zu einer Konzentration der okklusal einwirkenden Kräfte in der Wurzel führen, was das Risiko einer Wurzelfraktur vervielfacht (Asmussen et al. 1999). Im Vergleich zwischen Metall- und Keramik-Aufbaustiften fällt auf, dass Erstere auf maximale lineare Belastung eher mit Entzementieren und einem Herauslösen des Aufbaustiftes reagierten, während sich bei Letzteren häufiger Stiftfrakturen ereigneten (Rosentritt et al. 2000a). Butz et al. stellten die Verwendung konfektionierte Zirkonoxidstifte mit KM-Aufbauten in Frage, da diese Kombination signifikant geringere Überlebensraten im Anschluss an die Ermüdungsbelastung im Kausimulator zeigte (Butz et al. 2001).

In der Folge wurde nach einem biokompatiblen Aufbaustiftmaterial gesucht, das die hohen funktionellen sowie ästhetischen Anforderungen erfüllt. Dabei erschien es entscheidend, ein Aufbaustiftsystem mit dentinähnlichem E-Modul zu entwickeln (King und Setchell 1990). Kern dieser Überlegung war, eine gleichmäßigere Kraftverteilung entlang der Wurzel zu erreichen. Im Versagensfall sollte diese in wiederversorgbaren Aufbaustiftfrakturen resultieren (Asmussen et al. 1999). Das Ergebnis stellte die Entwicklung der faserverstärkten KM-Aufbaustifte dar.

#### 2.3.1.2 Faserverstärkte Komposit-Aufbaustifte

Die Eigenschaften der Kunststoffe alleine reichten für extreme mechanische Belastungen nicht aus und so wurden sie, besonders zur Steigerung der Festigkeit (signifikante Biegefestigkeitssteigerungen von KM um 124 - 490 %) (Ellakwa et al. 2002), Bruchzähigkeit und Steifigkeit, mit anorganischen Fasern sowie hochfesten organischen Fasern und Kohlenstofffasern verstärkt. Diese sind meist unidirektional sowie longitudinal ausgerichtet, um die Stressübertragung auf die Matrix möglichst gleichmäßig und gering zu halten. Die Matrix der meisten Faserverbunde besteht aus Epoxydharz oder Polyester. Zum Schutz der Fasern und zur Vereinfachung ihrer



Verarbeitung wird eine Schlichte aus Haftvermittler, Gleitmittel und Filmbildnern aufgebracht. Sie bildet eine Grenzschicht zwischen Matrix und Fasern aus, überträgt die Spannung auf die Fasern, verhindert Faserkontakte untereinander und kann deren Oberflächendefekte reparieren (Michler 1992). Als Haftvermittler fungiert in den meisten Fällen ein Silan. Dieses bewirkt als Verbundmittel in Kombination mit Glasfasern mit bis zu 364 % den größten Verstärkungseffekt in Bezug auf die Biegefestigkeit von KM (Ellakwa et al. 2002).

Faserverstärkte Materialien können je nach Anordnung der Fasern so produziert werden, dass sie bei unorientierter Anordnung isotropes (der Werkstoff besitzt nur in der Faserrichtung richtungsabhängige Eigenschaften, in der Ebene quer und senkrecht dazu sind die Eigenschaften hingegen richtungsunabhängig) sowie bei orientierter Faserausrichtung anisotropes Verhalten (je nach Angriffspunkt der Kraft erzeugt die Belastung, ähnlich dem Dentin, unterschiedliche und richtungsabhängige Eigenschaften) zeigen. Besonders Letzteres verleiht dem Material herausragende Eigenschaften in der Belastungsrichtung.

Die mechanischen Eigenschaften werden maßgeblich vom Faseranteil, deren Orientierung, der Länge und den physikalischen sowie mechanischen Eigenschaften der Fasern bestimmt. Ihre möglichst homogene Anordnung in der Matrix und ihr Verbund sind entscheidende Faktoren. Die Fasern fangen mit ihrem hohen E-Modul (Glasfasern = 69 - 85 GPa) die Kräfte effektiv ab, die sonst die Matrix deformieren würden (Ferrari und Scotti 2002).

Faserverstärkte Polymere zeigen eine signifikante Zunahme des E-Moduls, der Frakturfestigkeit und der Resilienz (Vallittu und Narva 1997). Diese Steigerung ist direkt proportional zur Faserdichte und der Grenzflächenhaftung der Fasern zur Matrix (Vallittu et al. 1994). Die Ermüdungsfestigkeit faserverstärkter KM liegt mit 90 - 209 MPa deutlich höher, als die der unverstärkten KM mit 49 - 57 MPa, wobei unidirektionale Glasfasern die größte Verstärkung bewirken (Bae et al. 2004).

Die Position der Fasern in der Matrix hat einen signifikanten Einfluss auf die Biegefestigkeit. Sie liegt bei der Faserpositionierung an der Zugseite höher (500 - 600 MPa), als bei der Positionierung an der neutralen Seite (436 MPa) oder der Kompressionsseite (250 MPa). Die Fasern sollten folglich an der Zugseite angebracht sein. Bei Anordnung der Fasern auf der Vertikalseite kommt es zur Steifigkeitssteigerung (Lassila und Vallittu 2004).

Die Faserdichte liegt meist bei 24 - 30 Fasern/mm<sup>2</sup> mit einer Streuung von 13 - 70 Fasern/mm<sup>2</sup> (Ferrari und Scotti 2002). Die mechanische Festigkeit steigt mit zunehmendem Fasergehalt und besonders stark, wenn die Fasern in der Belastungsrichtung angeordnet sind. Somit lassen sich der E-Modul und auch die Zugfestigkeit (Quarz-, Karbon- und Bariumfasern = 3600 - 6000 MPa, Glasfasern = 2000 MPa) (Ferrari und Scotti 2002) nahezu verdoppeln (Michler 1992).

Eine Zunahme der Faseranzahl in der Polymermatrix steigert auch die maximale Belastbarkeit (Vallittu et al. 1994). In der In-vitro-Untersuchung von Garoushi et al. ergaben sich die höchsten Biegefestigkeiten (330 MPa) und maximalen Belastbarkeiten (2308 N) unter trockenen Bedingungen bei einem E-Glasfaseranteil (elektrisches Glas) von 22 Vol-% und einer Faserlänge von 5 mm (Garoushi et al. 2007). Die TML minderte die mechanischen Eigenschaften der Glasfaserstifte, ihr E-Modul und die maximale Belastbarkeit sanken um 10 %, die Biegefestigkeit nahm mit 18 % im Vergleich zu Quarzfaserstiften ( - 40 %) signifikant geringer ab (Lassila et al. 2004).

Auch die Faserlänge muss Mindestwerte erfüllen, damit die auftretenden Kräfte über Schubspannungen an der Grenzfläche komplett in die Faser übertragen werden können. Je länger die Faser (relativ gesehen zum Durchmesser), desto größer sind die Zug-, Biege- und Ermüdungsfestigkeit, der E-Modul sowie die maximale Belastbarkeit (Petersen 2005). Die Faserlänge beträgt in der Regel einige 100 µm.

Der Faserdurchmesser beträgt meist 12 - 18 µm. Es existieren allerdings auch geringere Faserdurchmesser von 5 - 7 µm. Er beeinflusst die Spannungsverteilung zwischen der Matrix und den eingelagerten Fasern (Ferrari und Scotti 2002). Von Vorteil sind möglichst dünne Fasern von bis zu 7 µm. Noch kleinere Durchmesser haben einen reziproken Effekt auf die mechanischen Eigenschaften des Materials. Je geringer der Faserdurchmesser, desto größer sind, bis zu einem Maximum, ab dem sich die Werte in die entgegengesetzte Richtung entwickeln, der E-Modul, die Dehnungsfestigkeit und die Bruchdehnung (Michler 1992). Prinzipiell steigen mit zunehmendem Durchmesser des gesamten Faserstiftes auch die maximale Belastbarkeit und die Biegefestigkeit an. Durch das für den höheren Stiftdurchmesser notwendige Zahnhartsubstanzopfer sinken die Werte für das Gesamtsystem aus Aufbaustift und Zahn jedoch ab (Lassila et al. 2004).

Für Faserverbundstoffe, die einwirkenden Kräften aus verschiedenen Richtungen standhalten müssen, können unidirektionale Faserverbundkunststoffschichten in

unterschiedlichen Winkeln übereinander gelegt werden. Die Festigkeiten dieses quasiisotropen Verbundes betragen im Vergleich zum Unidirektionalen jedoch nur ein Drittel der Ausgangswerte (Janda 1990).

Die lichtinitiierte Polymerisation der Matrix führt zu einem verringerten Restmonomergehalt und dadurch zur Steigerung der Biegefestigkeit und des E-Moduls des Faserstiftes (Lassila und Vallittu 2004).

Auch die Stiftform und die Stiftoberfläche beeinflussen die Haftverbundfestigkeit des Aufbaustiftes im Wurzelkanal (Schwartz und Robbins 2004). Konische Aufbaustifte zeigten im pull-out-Test (segmentaler Auszugversuch inserierter Aufbaustifte) geringere Haftverbundfestigkeitswerte als parallel konstruierte (Teixeira et al. 2006). Die im Anschluss durchgeführten mikroskopischen Untersuchungen zeigten, dass an den parallelen Faserstiften mehr BKM haftet. Alle Aufbaustifte zeigten plastisches Verhalten, wobei diejenigen mit stärkerem Konus am Apex der Stifte steifer reagierten. Parallele GFRC-Stifte sind für den klinischen Einsatz ausreichend retentiv und weisen eine akzeptable maximale Belastbarkeit auf. In Bezug auf die Aufbaustiftlänge liegen uneinheitliche Ergebnisse vor. Während Scotti et al. postulierten, dass die Länge von Glasfaserstiften keinen signifikanten Einfluss auf deren Ermüdungswiderstand hat (Scotti et al. 2006), verwiesen Borer et al. in ihrer In-vitro-Untersuchung an 40 Zähnen, die mit Stahl- und Quarzfaserstiften versorgt wurden, auf einen signifikanten Unterschied der Haftverbundfestigkeitswerte zwischen den untersuchten Stiftlängen von 5 mm und 10 mm (Borer et al. 2007). Jedoch reichten die erzielten Werte auch für den klinischen Einsatz der verkürzten Aufbaustiftlänge bei beiden Materialien aus.

#### 2.3.1.2.1 Karbonfaserverstärkung

1990 beschrieben Duret et al. erstmalig nicht-metallische Materialien zur Aufbaustiftfabrikation (Duret et al. 1990), basierend auf einem Prinzip der Verstärkung durch Karbonfasern, was hohe Zugfestigkeiten ermöglichte, aber auch mit einem hohen maximalen E-Modul von 110 GPa (Stanford et al. 1960) einherging (Asmussen et al. 1999). Ähnlich dem Dentin erzeugte die Belastung aber je nach Angriffspunkt der Kraft unterschiedliche E-Modulwerte (Anisotropie). Sie variierten von 8 - 110 GPa (Duret et al. 1990).

Karbonfaseraufbaustifte bestehen aus einer Epoxydharzmatrix, in die gebündelte longitudinal-parallel ausgerichtete Kohlenstofffasern eingebettet sind. Ihre positiven

Eigenschaften wie Biokompatibilität, Festigkeit und Korrosionsresistenz machten aus Karbonstiften einen potentiellen Ersatz für konventionelle Metallstifte (Purton und Payne 1996, Fredriksson et al. 1998, Dean et al. 1998).

Ein Versagen von Karbonfaserstiften konnte durch Wasserlagerung und TML erzielt werden, wobei eine Kombination beider Verfahren zu einer Verstärkung führte. Die Fehler ereigneten sich hauptsächlich an der Faser-Matrix-Grenzfläche und durch Mikrorisse innerhalb der Matrix (Torbjörner et al. 1996). In der Karbonfasergruppe zeigten sich geringere Adhäsionswerte zwischen dem Aufbaumaterial und dem Dentin, aber der Verbund zwischen dem BKM und dem Dentin zeigte im Vergleich mit anderen Gruppen keine gesteigerte Entzementierung (Dietschi et al. 1997). Nicht alle Karbonfaserstifte sind röntgenopak (Mannocci et al. 2001). Die Anfertigung ästhetischer Versorgung, die mit Hilfe von Vollkeramikronen vorangetrieben wurde, wird durch die Verwendung schwarzer Karbonfaserstifte eingeschränkt, da sie durch die Gingiva und transparente Restaurationen dunkel durchscheinen können (Bateman et al. 2003).

#### 2.3.1.2.2 Glasfaserverstärkung

Anschließend wurde versucht, ein Aufbaustiftmaterial zu entwickeln, das die Vorteile der Karbonfaserstifte mit einer verbesserten Ästhetik kombiniert. Dies führte zur Einführung einer neuen Generation von KM-Aufbaustiften mit einer Verstärkung durch Glasfasern.

Glasfaseraufbaustifte können aus verschiedenen Glasarten hergestellt werden. Elektrisches Glas ist der am meisten verwendete Glastype, in dem die amorphe Phase eine Mischung aus  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und einigen anderen Oxiden alkalischer Metalle darstellt (Lassila et al. 2004). Auch hochfestes Glas (S-Glas) ist amorph, unterscheidet sich aber in der Zusammensetzung. Heutzutage sind Glasfasern aufgrund ihrer Verstärkungseffizienz und herausragenden ästhetischen Eigenschaften die Fasern der Wahl zur Verstärkung dentaler Polymere (Vallittu 1993, Vallittu 1996, Vallittu et al. 1994). GFRC-Stifte bestehen aus unidirektional angeordneten Glasfasern, die wiederum aus 1000 - 200 000 einzelnen Fasern aufgebaut sind (Hull und Clyne 1996). Die Matrixpolymere sind hauptsächlich Epoxypolymere mit hohem Konversionsgrad und stark kreuzvernetzter Struktur (Goldberg und Burstone 1992). Im Elektronenmikroskop zeigt sich eine gute Adhäsion zwischen den Glasfasern und der KM-Matrix (Vallittu et al. 1994), wobei silanisierte

Glasfasern mit dem KM besser adhären (Vallittu 1993). Die Aufbaustifte können zylindrische, zylindrokonische oder konische Formen aufweisen. Sie sind biokompatibel, korrosionsresistent (Rosentritt et al. 2000a) und zeigen eine geringere Undichtigkeit als Zirkon- oder Metallstifte (Usumez et al. 2004). Dieses Ergebnis resultiert aus der Möglichkeit der adhäsiven Befestigung dieser Materialgruppe in Kombination mit Bondingsystemen, BKM und KM-Aufbauten. Im Gegensatz dazu weisen Karbonfaserstifte nach konventioneller Zementierung mit GIZ oder ZPZ eine höhere Randundichtigkeit auf, als im Anschluss an die Befestigung mit BKM (Bachicha et al. 1998).

Glasfasern steigern, verglichen mit Karbon- oder Aramidfasern, den Leistungsgrad und die Ästhetik dentaler Polymere (Garoushi et al. 2007). Diese Steigerung ist abhängig von der Faseranzahl (Vallittu et al. 1994), der Faserlänge (Stipho 1998), der Faserform (Ladizesky et al. 1993), der Faserorientierung (Dyer et al. 2004), der Faseradhäsion in der Polymermatrix (Vallittu 1995) und der Faserimprägnierung mit dem KM (Miettinen und Vallittu 1997).

Der Zusatz von Glasfasern zu einer Polymermatrix führt zu einer signifikanten Steigerung der Zugfestigkeit, des E-Moduls, der Formstabilität (Janda 1990), der Bruchzähigkeit und der Ermüdungsbeständigkeit (Drummond 2000).

Glasfaserverstärkte Aufbaustifte besitzen zahlreiche klinische Vorteile (Martelli 2000). Wie bereits beschrieben (Kapitel Karbonfaserverstärkung), reagieren auch glasfaserverstärkte Aufbaustifte vorwiegend anisotrop. Faserverstärkte KM-Aufbaustifte zeigen aufgrund ihrer Flexibilität und der geringeren Steifigkeit des Aufbaumaterials hohe Stresswerte im zervikalen Bereich. Der Glasfaserstift zeigt wegen seines dem Dentin (14,2 GPa) ähnlichen E-Moduls von 40 GPa (Stanford et al. 1960) die geringste Stressentwicklung in der Wurzel. Außer der Kraftkonzentration im zervikalen Randbereich induziert der GFRC-Stift ein dem natürlichen Zahn ähnliches Stressfeld (Pegoretti et al. 2002). Er sorgt dafür, dass die Verbiegung des Aufbaustiftes die Beugung des Zahnes nachzuahmen vermag, so dass der Stift als eine Art „shock absorber“ fungiert. Er verteilt die einwirkenden Kräfte auf den Aufbaustift und das Dentin und gibt so nur einen Bruchteil des Stresses an die Dentinwände weiter (Martelli 2000), konzentriert jedoch den Stress zwischen Befestigungszement und Aufbaustift, was in einer verminderten Adhäsion resultieren kann (Bolhuis et al. 2004). Es ist davon auszugehen, dass diese Fähigkeit in einem vorteilhaften klinischen Verhalten und besonders in einem Schutz der

verbliebenen Zahnhartsubstanz resultiert (Cormier et al. 2001, Newman et al. 2003). Klinische Studien (Naumann et al. 2007, Ferrari et al. 2000a+b) zeigen hohe Erfolgsraten ohne das Auftreten von Wurzelfrakturen. Die Restaurationen mit GFRC-Stiften waren im Gegensatz zu denen mit Metall- und Keramikaufbaustiften nach dem Entzementieren erneut versorgbar (Cormier et al. 2001). Im Vergleich zu Aufbaustiften aus Zirkondioxidkeramik besteht durch den parallelen Faserverlauf eine gute Revisionsmöglichkeit (de Rijk 2000). Darüber hinaus bietet die Versorgung mit konfektionierten faserverstärkten Aufbaustiften im Vergleich mit indirekt angefertigten, gegossenen Stift-Stumpf-Aufbauten eine Zeitersparnis (DeSort 1983). Faserverstärkte KM-Stifte zeigen aufgrund ihrer Flexibilität und der geringeren Steifigkeit des Aufbaumaterials hohe Stresswerte im zervikalen Bereich. Der Glasfaserstift zeigt wegen seines dem Dentin ähnlichen E-Moduls die geringste Stressentwicklung in der Wurzel. Außer der Kraftkonzentration im zervikalen Randbereich induziert der GFRC-Stift ein dem natürlichen Zahn ähnliches Stressfeld (Pegoretti et al. 2002).

Durch die adhäsive Bondingtechnik existiert das Potential die Zahnhartsubstanz, den Aufbaustift, den Aufbau und die Suprakonstruktion als Einheit zu formieren, den sogenannten „monoblock“ (Tay und Pashley 2007), anstatt eine Ansammlung heterogener Materialien zu schaffen. Außerdem verleihen ihre dem Zahn ähnliche Farbgebung und die transluzenten Eigenschaften, die eine Zementierung mit dualhärtenden BKM erst ermöglichen, den GFRC-Stiften ein ungeahntes ästhetisches Potential (Nash 1998).

Die Langzeitwässerung von GFRC-Stiften schwächt deren Biegefestigkeit. Sind die Aufbaustifte jedoch in bovinen Zähnen inseriert und mit KM abgedeckt, wird die Biegefestigkeit durch die einjährige Lagerung in oralen Flüssigkeiten nicht negativ beeinflusst (Mannocci et al. 2001).

### 2.3.2 Misserfolge

Mögliche Ursachen für das Versagen des Systems aus Zahn, Aufbaustift, Aufbau und der Suprakonstruktion sind Karies, Retentionsverlust des Stiftes oder der Restauration, Wurzelfrakturen, Stiftverwindungen und Stiftfrakturen. In Abhängigkeit von den mechanischen Eigenschaften des Aufbaustiftes können sich Frakturen des Stiftes und dessen Distorsion ergeben (Asmussen et al. 1999). Metallstifte (Cormier et al. 2001) und Keramikstifte (Mannocci et al. 1999) verursachen häufiger Wurzel-

frakturen als faserverstärkte Aufbaustifte, die in diesem Punkt aufgrund ihrer dentinähnlichen Eigenschaften zu favorisieren sind (Cormier et al. 2001). GFRC-Stifte können auf unterschiedliche Weise versagen. Mögliche Ursachen sind Brüche der Matrix, eine Enthftung der Grenzflächen, Faserverbiegung (Verwindung), Delamination (Entschichtung), Bruchstellen sowie Kombinationen vorab geschilderter Ereignisse (Mannocci et al. 2001).

Bei Beginn einer Faserschädigung kommt es zur Bindungslösung an der Grenzschicht, häufig ausgehend von den Faserenden. Die Fasern können bei einer spröden Matrix aus dieser herausgelöst werden oder es kommt gar zu deren Bruch. Ist die Matrix teilweise deformierbar, können sich von den Faserenden beginnend sogenannte Crazes (Haarrisse) entwickeln. Diese bezeichnen lokalisierte Mikro-Deformationszonen, die letzten Endes durch Aufreißen zum Bruch führen (Michler 1992).

Die Schädigungen im Faserverbund werden auch von der Faserorientierung beeinflusst. Sind diese parallel zur Belastungsrichtung angeordnet, kann es zu einer Ablösung der Fasern und zu deren Herausziehen aus der Matrix kommen. Ein Bruch der Fasern kann sich im Falle ihrer guten Haftung in der Matrix ereignen. Auch Kombinationen dieser beiden Ereignisse sind möglich. Bei senkrechter oder schräger Ausrichtung kann es zur Separation entlang der Fasern kommen, mit einer Rissentwicklung an deren Ende. Auch ein Ablösen der Fasern, der Bruch schräger Fasern oder der Matrixbruch durch die Matrix hindurch oder entlang dieser sind bei guter Grenzflächenhaftung möglich (Michler 1992).

Fehler können durch den Kontakt mit Flüssigkeiten verursacht werden, da KM-Materialien eine Schwächung durch Wasserabsorption erfahren. Auch faserverstärkte KM, besonders glas- und silikatverstärkte, können hydrolytisch labil sein (Vallittu 2000, Lassila et al. 2002). Faserverstärkte Aufbaustifte weisen nach einjähriger Wasserlagerung signifikant geringere Biegefestigkeiten auf, als nach trockener Lagerung (Mannocci et al. 2001). Der Schutz des GFRC-Stiftes durch den Aufbau direkt nach der Insertion und die zügige Überkronung des Zahnes sind entscheidend, um die mechanischen Eigenschaften des gesamten Systems zu garantieren. Mögliche Auswirkungen der Flüssigkeitsexposition sind eine verminderte Adhäsion zwischen dem Aufbau und der Zahnhartsubstanz, Sekundärkariesentstehung und die Wasserabsorption des Adhäsivs oder des Aufbau-KM (Sindel et al. 1999).

### 3 Aufgabenstellung

Das Ziel der durchgeführten In-vitro-Untersuchung ist die Ermittlung der maximalen Belastbarkeit  $F_{\max}$  [N] von menschlichen, oberen, mittleren Schneidezähnen, die im Anschluss an die endodontische Behandlung unter Anwendung der Adhäsivtechnik mit konfektionierten Aufbaustiften, KM-Aufbauten und Vollkeramikkrone restauriert wurden. Das spezielle Interesse gilt dabei der Auswertung des Einflusses der einzelnen Versorgungskomponenten, dem Vergleich der verschiedenen getesteten Materialien untereinander und dem Einfluss der Ermüdungsbelastung unter thermomechanischer Wechsellast mit anschließender linearer Belastung.

Folgende Fragestellungen wurden bearbeitet:

1. Ist die maximale Belastbarkeit abhängig vom verwendeten Aufbaukomposit?
  - chemisch initiiert polymerisierend (Clearfil Core) vs. dualhärtend (LuxaCore Automix Dual) vs. selbstadhäsiv dualhärtend (Unicem)
2. Ist die maximale Belastbarkeit abhängig von der Wahl des glasfaserverstärkten Komposit-Aufbaustiftes?
  - zylindrokönisch (Schütz-Dental) vs. konisch (LuxaPost)
3. Ist die adhäsive Befestigung glasfaserverstärkter Kompositstifte im Wurzelkanal notwendig?
  - Dualhärtendes BKM (LuxaCore Automix Dual) vs. selbstadhäsiv dualhärtendes BKM (Unicem)
  - BKM vs. Zinkoxidphosphat-Zement
4. Welchen Einfluss haben die einzelnen Versorgungsstufen (nur Aufbaustift; Aufbaustift und Aufbau; Aufbaustift, Aufbau, Krone) auf die maximale Belastbarkeit postendodontisch rekonstruierter EBZ?
5. Welchen Einfluss hat die thermomechanische Wechselbelastung auf die maximale Belastbarkeit und auf die Frakturmuster?



Aufgrund der formulierten Fragen ergeben sich folgende Arbeitshypothesen für mit konfektionierten GFRC-Aufbaustiften, Aufbau-KM und Vollkeramikkronen adhäsiv rekonstruierte, endodontisch behandelte, obere, mittlere Schneidezähne:

1. Das verwendete Aufbau-KM hat einen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit.
2. Es besteht eine Abhängigkeit der maximalen Belastbarkeit vom verwendeten GFRC-Stiftsystem.
3. Die Abbindeinitiation des BKM hat einen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit.
4. Die postendodontische Gesamtrekonstruktion mit adhäsiv befestigten Aufbaustiften zeigt im Vergleich zu der mit konventionell zementierten Stiften eine höhere maximale Belastbarkeit.
5. Die maximale Belastbarkeit ist abhängig vom Restaurationsgrad (Aufbaustift, Aufbau, Krone) und der Art der Belastung (statisch, dynamisch).

## 4 Material und Methode

### 4.1 Probenauswahl

Zur Untersuchung wurden 110 menschliche, extrahierte, kariesfreie, obere, mittlere Schneidezähne der zweiten Dentition zugelassen. Nicht berücksichtigt wurden solche Zähne, die Erosionen, Frakturen, Resorptionen oder keilförmige Zahnhalsdefekte aufwiesen. Ziel war die Selektierung gleichwertiger, intakter und restaurationsfreier Zähne. Der Zeitpunkt der Extraktion und das Alter dieser Zähne waren nicht bekannt. Die maximale Lagerungszeit in einer Wasser-Alkohollösung<sup>1</sup> betrug ein Jahr. Vor der weiteren Behandlung wurden die Zähne mit einem Scaler<sup>2</sup> von Zahnstein, Konkrement und weiteren Geweberesten befreit.

### 4.2 Vermessen der Zähne

Die Kronenlänge der Zähne wurde mit einem  $+ / - 2 \mu\text{m}$  genauen digitalen Schnelltaster<sup>3</sup> ermittelt. Danach wurde der größte vestibulo-orale und mesio-distale Durchmesser eines jeden Zahnes auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze bestimmt. Die Zahnlänge wurde von der Inzisalkante bis zum Apex und die Wurzellänge vom Apex des Zahnes bis zur mesialen Schmelz-Zement-Grenze mit einer  $+ / - 50 \mu\text{m}$  genauen digitalen Messlehre<sup>4</sup> vermessen. Wurzellängen von weniger als 13 mm führten zum Ausschluss.

Auch die Zähne, bei denen nach der palatinalen Trepanation der Zahnkrone mittels eines Schnellläufer-Winkelstückes<sup>5</sup> (200 000 U/min, Übersetzung 1:5) und einer diamantierten Kugel<sup>6</sup> keine ausreichende Sondierungsmöglichkeit des Endodonts mit einer K-Feile<sup>7</sup> der ISO-Größe 15 gegeben war, konnten nicht zum weiteren Vorgehen verwendet werden. Letzten Endes blieben 100 Probenzähne zur weiteren Verarbeitung übrig.

### 4.3 Gruppeneinteilung

Als Nächstes wurden anhand der größten mesio-distalen und vestibulo-oralen Durchmesser die Schnittflächenprodukte der Zähne ermittelt. Anhand derer wurden sie randomisiert auf zehn Gruppen mit jeweils zehn Untersuchungskörpern verteilt, so dass die Mittelwerte der Gruppen gleich waren. Die numerisch gleichen Zähne aus jeder Gruppe wurden zu einer neuen Arbeitsgruppe zusammengefasst.

Tabelle 4.1 Materialbezogene Versuchsgruppeneinteilung

Gruppe (n = 10)	Aufbaustift- material	Befestigungs- zement	Aufbaumaterial	Definitive Versorgung	Belastung
1	GFRC	Unicem (Elongation)	Clearfil™ Core sc	IPS Empress® 2	TML
2	GFRC	Unicem (Elongation)	Unicem lc	IPS Empress® 2	TML
3	GFRC	Unicem (Elongation)	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	TML
4	GFRC	Unicem (Elongation)	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	LL
5	GFRC	Unicem (Elongation)	LuxaCore® lc	-	LL
6	GFRC	Unicem (Elongation)	-	-	LL
7	GFRC	ZPZ (Lentulo)	Clearfil™ Core sc	IPS Empress® 2	TML
8	GFRC	LuxaCore® (Elongation)	Clearfil™ Core sc	IPS Empress® 2	TML
9	LuxaPost®	Unicem (Elongation)	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	TML
10	LuxaPost®	LuxaCore® (Elongation)	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	TML

n = Anzahl, GFRC = glasfaserverstärkter KM-Aufbaustift (Schütz Dental)

TML = thermomechanische Belastung, LL = linear steigende Druckbelastung

sc = chemisch initiierte Polymerisation, lc = lichtinitiierte Polymerisation

Elongation = Zementapplikation mittels Einfüllhilfe

Lentulo = Zementapplikation mittels Lentulos

#### 4.4 Lagerung der Zähne

Für den Untersuchungszeitraum wurden die Probenzähne in einem Aufbewahrungsglas in einer Chloramin-Lösung <sup>8</sup> bei 5 - 7 °C im Kühlschrank eingelagert. Während jeder Entnahme der Zähne zur Durchführung der einzelnen Arbeitsschritte wurden sie mit feuchtem Zellstoff vor dem Austrocknen bewahrt.

#### 4.5 Herstellen der Probenkörper

##### 4.5.1 Endodontische Behandlung

Die Trepanation der Zähne erfolgte unter Wasserkühlung mit einem Schnellläufer-Winkelstück <sup>5</sup> und einer diamantierten Kugel <sup>6</sup>. Eine Hakensonde <sup>9</sup>, die ein gezieltes Auffinden unterminierter Kavumbereiche ermöglichte, gewährleistete ein minimal-invasives Vorgehen.

Die Zähne wurden manuell mit Feilen der ISO-Größen 15 bis 60 <sup>10</sup> unter Anwendung der circumferential-filing-Technik bis 0,5 mm vor dem anatomischen Apex konisch aufbereitet. Die Spülung des Wurzelkanalsystems erfolgte nach jeder Feilengröße mit 1 ml einer 3 %-igen NaOCL-Lösung <sup>11</sup> (Natriumhypochlorit). Im Anschluss an die Aufbereitung erfolgte die Wurzelkanalfüllung mit einem Hand-Spreader <sup>12</sup> (Spreizinstrument) in Kombination mit Guttaperchaspitzen <sup>13</sup> und dem Sealer AH 26<sup>®</sup> <sup>14</sup> unter Anwendung der lateralen Kondensationstechnik (nach Einbringen des Guttapercha-master cones (Hauptstift) auf Aufbereitungslänge werden neben diesem mit dem Spreader schmalere akzessorische Guttaperchastifte unter leichtem Druck verkeilt). Die Überschüsse wurden mit einem ausgeglühten Exkavator <sup>15</sup> entfernt und mit einem heißen Plugger <sup>16</sup> kondensiert. Nach Reinigung der koronalen Kavumanteile mit 70 %-iger Alkohollösung <sup>17</sup> wurde die Trepanationsöffnung unter Anwendung der Säure-Ätz-Technik <sup>18,20</sup> (Schmelzätzung: 45 s, Dentinätzung: 15 s, Absprühen der Säure für 20 s) mit einem Hybrid-KM <sup>21</sup> verschlossen. Das apikale Foramen wurde bis zur definitiven Einbettung des Zahnes mit Wachs <sup>22</sup> verschlossen, um einen Feuchtigkeitszutritt zu verhindern.

#### 4.5.2 Einbetten der Probenkörper

Die Zähne wurden zur Simulation des Parodonts und zur Sicherung ihres Haltes in der Probenhalterung bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in einen rutschfesten Decklack<sup>23</sup> getaucht.

Daraufhin wurde Anstiftwachs<sup>24</sup> ( $\varnothing = 2$  mm) girlandenförmig unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze angebracht, um während des Einbettvorgangs den 2 mm breiten Bereich der biologischen Breite, der sich vom marginalen Alveolarknochen bis hin zum Boden des Gingivasulkus erstreckt, zu garantieren.

Die Probenzähne wurden anschließend mit einem selbst hergestellten Agar-Agar-Schlüssel<sup>25</sup> in einen Probenhalter aus Technovit<sup>®</sup> 4000<sup>26</sup> eingebettet. Ein in einer Haltevorrichtung<sup>27</sup> eingerichteter Diodenlichtstrahl diente der Festlegung der Zahnachse, wobei der Apex der Probenzähne auf den Lichtpunkt gerichtet wurde. Mit Hilfe von Büroklammern<sup>28</sup>, die den Zahn auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze auf der Agar-Agar-Halterung<sup>25</sup> fixierten, wurde dieser senkrecht in der Doublierungsform ausgerichtet, bis der Diodenpunkt auf der Mitte der Inzisalkante erschien. Der Technovit<sup>®</sup>-Kunststoff<sup>26</sup> wurde anschließend fließend in den Agar-Agar-Schlüssel<sup>25</sup> eingefüllt und für 15 Minuten bei einem Druck von 2 bar in einem mit kaltem Wasser gefüllten Drucktopf<sup>29</sup> auspolymerisiert.

#### 4.5.3 Dekapitation und Aufbaustiftsetzung

Die Zahnkronen der Probenkörper wurden mit einem additionsvernetzenden Silikon<sup>30</sup> abgeformt. Danach wurden sie mittels eines zylindrischen Diamantschleifers<sup>31</sup> vestibulär und palatinal 3 mm sowie mesial und distal 1 mm oberhalb des koronalsten Punktes der Schmelz-Zement-Grenze und senkrecht zur Zahnachse unter Wasserkühlung dekapitiert.

Der Aufbaustiftkanal wurde von der Dekapitationsebene ausgehend mit Reamern<sup>32</sup> ohne Wasserkühlung bei 2000 U/min<sup>81</sup> bis auf eine Länge von 10 mm präpariert. Durch dieses Vorgehen wurde eine Restwurzelfüllung von mindestens 4 mm gesichert.

Die Tabelle 4.2 zeigt die verwendeten Aufbaustiftsysteme<sup>33,34</sup> und präzisiert ihre Materialeigenschaften.

Tabelle 4.2 Materialspezifikation der verwendeten Aufbaustifte

	<b>Fiber Points Glas Root Pins</b> <sup>33</sup>	<b>LuxaPost</b> <sup>®34</sup>
Hersteller	Schütz Dental GmbH, Weil Dental GmbH, Rosbach, Deutschland	DMG Chemisch- Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland
Material	GFRC	GFRC
Makroform	zylindronisch / 4°	konisch / 2°
Durchmesser	1,4 mm	1,375 mm
Stiftlänge	13 mm	12 mm

GFRC = glasfaserverstärkter Kompositaufbaustift

#### 4.5.4 Allgemeine Vorgehensweise

Als Befestigungsmaterialien wurden neben dem konventionellen Zinkoxidphosphat-Zement<sup>35</sup> zwei Befestigungs-KM<sup>36,38</sup> verwendet. Diese sind LuxaCore<sup>®</sup>-Automix Dual<sup>36</sup> (LuxaCore<sup>®</sup>) in Kombination mit seinem Adhäsivsystem<sup>37</sup> sowie das selbst-adhäsive Befestigungs-KM Unicem<sup>38</sup>. In Tabelle 4.3 werden die verwendeten Materialien und deren Haftvermittler aufgelistet.

Die Aufbaustifte<sup>33,34</sup> wurden vorab mit einer 70 %-igen Alkohollösung<sup>17</sup> gereinigt. Auch die Wurzelkanäle wurden mit 2 ml selbiger Lösung<sup>17</sup> gespült und mit dem Sprayvitansatz und Papierspitzen<sup>39</sup> der ISO-Größe 60 vorsichtig getrocknet.

Das Bondingsystem<sup>37</sup> wurde für die mit LuxaCore<sup>®</sup> befestigten Aufbaustifte<sup>34</sup> laut Herstellerangaben angemischt und mit einem Applikator-Bürstchen<sup>20</sup> in den Wurzelkanal eingebracht.

Die BKM<sup>36,38</sup> wurden mittels systemimmanenter Einfüllhilfen, den vom jeweiligen Hersteller sogenannten Elongation- und Intraoral-Tips<sup>40,41</sup>, appliziert. Der Zinkoxidphosphat-Zement<sup>35</sup> wurde mit einem Lentulo<sup>42</sup> langsam und pumpend in den Wurzelkanal einrotiert.

Vor ihrer Insertion wurden die Aufbaustifte<sup>33,34</sup> mit dem jeweiligen Befestigungsmaterial<sup>35,36,38</sup> benetzt und unter leichtem, gleichmäßigem Fingerdruck pumpend in den Wurzelkanal eingebracht. Um eine Wasserexposition zu vermeiden, wurden die Proben direkt nach der Stiftinsertion mit dem Aufbau versehen.

Tabelle 4.3 Materialspezifikation der verwendeten Befestigungszemente

Produkt	Zusammensetzung	Konditionierer	Haftvermittler
<b>Unicem®<sup>38</sup></b> <b>(3M ESPE)</b>  Universales selbstadhäsives dualhärtendes Befestigungskomposit	Pulver: Glaspulver (silanisiert), Initiator, Kieselsäure (silanisiert), Subst. Pyrimidin, Calciumhydroxid, Peroxo-Verbindung, Pigment  Flüssigkeit: Methacrylierter Phosphorsäureester, Dimethacrylat, Acetat, Stabilisator, Initiator	entfällt	entfällt
<b>LuxaCore® Automix</b> <b>Dual<sup>36</sup> (DMG)</b>  Dualhärtendes Befestigungskomposit	72 % Bariumglas / Silikondioxid 26 % Bis-GMA-Matrix 2 % Additiva, Pigmente, Katalysatoren	LuxaBond®- Total Etch <sup>37</sup>	LuxaBond®- Total Etch <sup>37</sup>
		H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> 37 %  Pre-Bond: 97 % Ethanol 3 % Additiva	Bond A: 95 % Bis-GMA 5 % Additiva, Katalysatoren  Bond B: 96 % Bis-GMA 4 % Additiva, Katalysatoren
<b>Zinkoxid-Phosphat-</b> <b>Zement<sup>35</sup></b> <b>(Richter&amp; Hoffmann)</b>	Pulver: Zinkoxid Magnesiumoxid  Flüssigkeit: O-Phosphorsäure	entfällt	entfällt

#### 4.5.4.1 Systemspezifische Vorgehensweise

##### 4.5.4.1.1 RelyX™ Unicem

1. Unicem<sup>38</sup> 15 s im Capmix®<sup>43</sup> mischen
2. Zügiges Einfüllen mittels Elongation-Tips<sup>40</sup> von apikal nach zervikal
3. Benetzen des Stiftes mit Unicem<sup>38</sup>
4. Pumpendes Einbringen und Fixation mit leichtem Fingerdruck
5. Initiale Lichtinitiation für 2 s
6. Entfernen der Überschüsse
7. Finale Lichtinitiation für 1 min

##### 4.5.4.1.2 Zinkoxidphosphat-Zement

1. Anmischen des Zements im Verhältnis Pulver:Flüssigkeit = 3:2 für ca. 90 s
2. Einrühren in den Wurzelkanal mittels eines Lentulos<sup>42</sup> (300 U/min)
3. Benetzen des Stiftes mit Zinkoxidphosphat-Zement<sup>35</sup>
4. Pumpendes Einbringen des Stiftes
5. Fixation mit leichtem Fingerdruck für 5 min

##### 4.5.4.1.3 LuxaCore®-Automix Dual

1. Ätzung des Wurzelkanals mit 37 %-igem Phosphorsäuregel<sup>18</sup> für maximal 15 s
2. Wässerung des Wurzelkanals mittels Sprayvitansatzes für 15 s
3. Behutsame Trocknung im Luftstrom und mit Hilfe von Papierspitzen<sup>39</sup> (ISO 60)
4. Einreiben des LuxaBond®-Aktivators<sup>37</sup> in die geätzte Zahnschicht für 15 s
5. Mischen von Primerbond A und B<sup>37</sup> im Verhältnis 1:1 für 5 s
6. Bonding des Wurzelkanals für 20 s
7. Vorsichtiges Entfernen der Überschüsse mit einer Papierspitze<sup>39</sup> (ISO 60)
8. Einfüllen von LuxaCore®-Dual<sup>36</sup> mittels des Intraoral-Tips<sup>41</sup> in den Wurzelkanal von apikal nach zervikal innerhalb von 2 - 3 s
9. Benetzen des Stiftes mit LuxaCore®-Dual<sup>36</sup>
10. Pumpendes Einbringen und Fixation mit leichtem Fingerdruck
11. Initiale Lichtinitiation für 2 s
12. Entfernen der Überschüsse
13. Finale Lichtinitiation für 1 min



#### 4.5.4.1.4 Herstellen des Aufbaus

#### 4.5.4.2 Allgemeine Vorgehensweise

Die Zähne wurden mit Aufbauten des selbstadhäsiven BKM RelyX™ Unicem<sup>38</sup> sowie mit den Aufbau-KM LuxaCore®<sup>36</sup> und Clearfil™ Core<sup>44</sup> versorgt (Materialspezifikationen siehe Tabelle 4.4).

Bevor die Aufbauten angefertigt werden konnten, mussten die groben Überschüsse der Aufbaustift-Befestigungszemente mit einem Scaler<sup>2</sup> entfernt werden. Im Anschluss daran wurden die Dentinbereiche für den KM-Aufbau mit einem Rosenbohrer<sup>46</sup> bei 2000 U/min angefrischt.

Um beim Herstellen des Aufbaus die ehemalige Zahnkronenform möglichst exakt wiedergeben zu können, wurde bei den Proben der Gruppen 1, 7 und 8 (Clearfil™ Core, chemisch initiiert polymerisierend) die Vorabformung als Formgeber verwendet, bei den Gruppen 2 (Unicem, selbstadhäsiv dualhärtend), 3, 4, 5, 9 und 10 (alle mit LuxaCore®-Aufbauten, dualhärtend) wurden Frasaco-Käppchen<sup>47</sup> als Aufbauhilfen benutzt, um eine anschließende Photoinitiation des KM zu ermöglichen. Die Gruppe 6 erhielt als einzige keinen KM-Aufbau, sondern wurde lediglich mit einem GFRC-Stift versorgt. Die KM-Massen wurden je nach Fabrikat mittels einer Centrixspritze<sup>48</sup> (Clearfil™ Core), bzw. mit systemspezifischen Tips<sup>40,41</sup> (Unicem und Luxacore®) in die Vorabformungen gefüllt und dann um den Aufbaustift herum und auf den Zahn appliziert. Daraufhin wurde der Zahn mit Fingerdruck in der Abformung fixiert. Nach der jeweiligen Aushärtphase wurden die Überschüsse mit einem Scaler<sup>2</sup> entfernt.

#### 4.5.4.3 Systemspezifische Vorgehensweise

##### 4.5.4.3.1 Clearfil™ Core und Clearfil™ New Bond

1. Einreiben des K-Ätzelgels<sup>45</sup> für 30 s auf die Zahnhartsubstanz
2. Spülung für 20 s und trocken blasen
3. Clearfil™ New Bond<sup>45</sup> 1:1 mischen und in die Zahnhartsubstanz einmassieren
4. Vorsichtiges Verblasen
5. Anmischen der Basis- und Katalysatormassen<sup>44</sup> im Verhältnis 1:1, Applikation mittels Centrixspritze<sup>48</sup> um den Aufbaustift herum und in die Abformung, Aufsetzen auf den Zahn unter Druck
6. Aushärtung für 5 min

#### 4.5.4.3.2 RelyX™ Unicem

1. Anmischen von Unicem<sup>38</sup> für 15 s im Capmix<sup>43</sup>
2. Applikation von Unicem<sup>38</sup> in das Frasco-Käppchen<sup>47</sup>, Aufsetzen unter Fingerdruck auf den Zahn
3. Lichtinitiation für 1 min

#### 4.5.4.3.3 LuxaCore®-Automix Dual und LuxaBond®

1. Ätzung der Zahnschubstanz mit 37 %-igem Phosphorsäuregel<sup>18</sup> (Schmelz für 30 s, Dentin max 15 s)
2. Spülung mit Wasser mittels Sprayvitansatzes für 15 s
3. Trocknung im Luftstrom
4. Einreiben des LuxaBond®-Aktivators<sup>37</sup> in die geätzte Zahnschubstanz für 15 s
5. Mischen von Primerbond A und B<sup>37</sup> im Verhältnis 1:1 für 5 s
6. Bonding<sup>37</sup> für 20 s in die Zahnhartsubstanz einreiben
7. Vorsichtiges Verblasen
8. Einfüllen von LuxaCore®<sup>36</sup> in das Frasco-Käppchen<sup>47</sup> und Fixation auf dem Zahn unter Fingerdruck
9. Lichtinitiation für 1 min

Tabelle 4.4 Materialspezifikation der verwendeten Aufbau-KM

Produkt	Zusammensetzung	Konditionierer	Haftvermittler
<b>Unicem®<sup>38</sup></b> <b>(3M ESPE)</b>  Selbstadhäsiver dualhärtender universaler Komposit- Befestigungs- zement	Pulver: Glaspulver (silanisiert), Initiator, Kieselsäure (silanisiert), Subst. Pyrimidin, Calciumhydroxid, Peroxo-Verbindung, Pigment  Flüssigkeit: Methacrylierter Phosphorsäureester, Dimethacrylat, Acetat, Stabilisator, Initiator	entfällt	entfällt
<b>LuxaCore®</b> <b>Automix Dual<sup>36</sup></b> <b>(DMG)</b>  Dualhärtendes Komposit	72 % Bariumglas / Silikondioxid 26 % Bis-GMA-Matrix 2 % Additiva, Pigmente, Katalysatoren	LuxaBond®- Total Etch <sup>37</sup>	LuxaBond®-Total Etch <sup>37</sup>
		H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> 40 %  Pre-Bond: 97 % Ethanol 3 % Additiva	Bond A: 95 % Bis-GMA 5 % Additiva, Katalysatoren  Bond B: 96 % Bis-GMA 4 % Additiva, Katalysatoren
<b>Clearfil™</b> <b>Core<sup>44</sup></b> <b>(Kuraray Co.)</b>  Chemisch initiiert polymerisierendes Hybridkomposit	silanisiertes Silikat, kolloidales Silikat, Bis-GMA, Triethylen-glycoldimethacrylat (TEGDMA), N,N-Diethanol-p- Toluidin	K-Etchant	New Bond <sup>45</sup>
		H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> 40 %	Bis-GMA, MDP 10, HEMA, Dimethacrylat, Benzoylperoxid, N,N-Diethanol-P- Toluidin, Natrium-benzol- sulfinat, Ethylalkohol

#### 4.5.5 Präparationsform

Im Anschluss an die Aufbauherstellung wurden die Zähne in einem Parallelometer<sup>49</sup> unter Wasserkühlung mit einem Schnellläufer-Winkelstück<sup>5</sup> und diamantierten Schleifern<sup>50,52</sup> bei 200 000 U/min für eine Vollkeramikkrone präpariert. Dabei wurden die Herstellerangaben exakt berücksichtigt. Die Diamanten<sup>50,52</sup> wurden alle zehn Präparationsvorgänge erneuert, um die Zähne vor einer Überhitzung, bedingt durch den Materialverschleiß zu schützen. Um die exakten Präparationstiefen zu sichern, wurden mit diamantierten Kugeln<sup>6</sup> der jeweiligen Durchmesser Markierungsgrillen angelegt und deren Tiefe mittels einer Parodontalsonde<sup>53</sup> kontrolliert.

Die Präparationsdimensionen betragen folgende Werte. Die Breite der mit abgerundeten Zylindern<sup>50</sup> der Korngrößen 151 µm (grün) und 46 µm (rot) präparierten Hohlkehle betrug zirkulär 2 mm. Vestibulär und palatinal lag die Präparationsgrenze 1 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Mesial und distal wurde sie ins Dentin gelegt. Inzisal wurde mit grünen und roten Zylindern<sup>50</sup> um 2 mm, palatinal mit einem eiförmigen roten Diamanten<sup>52</sup> (Korngröße = 46 µm) um 1,5 mm reduziert. Der Präparationswinkel sollte etwa 10° betragen. Das Ergebnis bildete ein 2 mm hoher zirkulärer Dentinferrule (Fassreifen) (Abb. 4.1, 4.2). Die jeweiligen Präparationstiefen wurden ständig mit der Parodontalsonde<sup>53</sup> auf ihre Genauigkeit überprüft.

Die Zähne der Gruppe 5 wurden im Anschluss an die Präparation ohne Anfertigung einer IPS Empress® 2-Krone in den Kausimulator<sup>55</sup> überführt. Die Zahnkronen und Aufbaustifte der Gruppe 6 wurden komplett mit Cavit™<sup>54</sup> abgedeckt, um während der Lagerung eine Wasseraufnahme der Aufbaustiftsysteme zu verhindern, bevor sie der Belastung im Kausimulator zugeführt wurden.

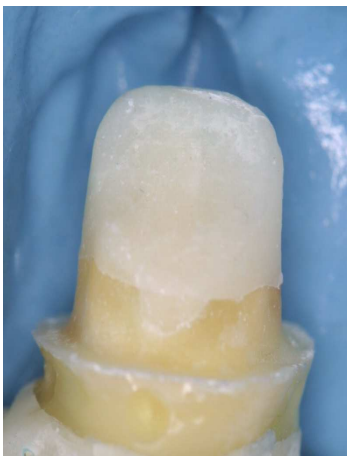


Abb. 4.1 Präparation von palatinal

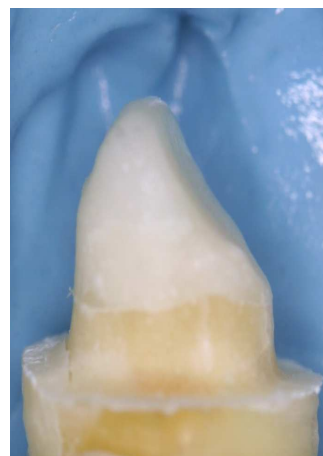


Abb. 4.2 Präparation von mesial

#### 4.5.6 Abformung und Modellherstellung

Die Abformung der präparierten Zähne wurde mit einem additionsvernetzenden Silikon<sup>30</sup> unter Anwendung der Doppelmischtechnik durchgeführt. Dazu wurde das dünnfließende Material an der Präparationsgrenze beginnend in kreisenden Bewegungen um den Stumpf herum weiter nach inzisal appliziert und mit dem Sprayvitansatz dünn verblasen. In das aus einer U-förmigen Kunststoffleiste<sup>56</sup> bestehende Fassungsmaterial wurde das dickflüssige Abformmaterial<sup>30</sup> eingefüllt, der Zahn in dieses hineingepresst und mit leichtem Fingerdruck in seiner Position fixiert. Nach 15 Minuten wurden die Zähne herausgelöst und die Modelle mit einem Klasse IV-Gips<sup>57</sup> (Superhartgips) hergestellt. Sie wurden nach 30 minütigem Abbinden aus den Abformungen herausgelöst.

#### 4.5.7 Herstellen der Kronen

Auf die Modelle wurde zuerst eine Schicht Distanzlack<sup>58</sup> bis 1 mm vor der Präparationsgrenze aufgetragen. Nach deren Trocknung wurde diese Schicht erneuert. Als Nächstes wurden die Kronen mit Kronen-Modellierwachs<sup>59</sup>, unter erneuter Verwendung der von den ursprünglichen Kronen genommenen Vorabformungen angefertigt. Auf diese Weise konnte die individuelle und originäre Dimension des Ursprungszahnes auf die anzufertigende Modellation übertragen werden.

Die Wachsmodellationen wurden angestiftet und mit der Spezial-Einbettmasse<sup>60</sup> der IPSEmpress® 2-Keramik eingebettet.

Die Kronen wurden mit Rohlingen<sup>61</sup> der IPSEmpress® 2-Keramik hergestellt. Alle Arbeitsschritte vom Vorwärmen bis hin zum Glasurbrand wurden nach folgendem Versuchsprotokoll durchgeführt:

##### 4.5.7.1 Bedingungen für die Kronenherstellung

###### a) Anstiften der Wachsmodellation<sup>24</sup> an der vestibulären Kronenfläche

(Presskanäle:  $\varnothing = 2,5 - 3$  mm,  $l = 3 - \text{max } 8$  mm; Winkel zum Pressobjekt: 45 - 60°; Abstand zur Papiermanschette mind 10 mm; abgerundete Ansätze)

###### b) Einbetten mit IPSEmpress® 2-Spezial-Einbettmasse<sup>60</sup>

(Anrühren<sup>62</sup> nach Herstellerangaben für 2 min unter Vakuum; Abbindezeit: mind 30 min - max 60 min)

c) Vorwärmofen <sup>63</sup>

(Temperatur: 850 °C; Vorwärmzeit für 100 g Muffel <sup>64</sup> mind 45 min; Vorwärmen des Aloxkolbens <sup>65</sup>)

d) Pressen (EP 500 <sup>66</sup>)

(Rohling <sup>61</sup> 100 g; Bereitschaftstemperatur: 700 °C; Temperaturanstieg: 60 °C/min; Pressdruck: 5 bar; Endtemperatur: 920 °C; Haltezeit: 15 min; Vakuum: 500 - 920 °C)

e) Ausbetten <sup>67</sup>

(Grobausbettung mit Glanzstrahlmittel <sup>68</sup> bei 4 bar; Feinausbettung mit Glanzstrahlmittel <sup>68</sup> bei 2 bar; Ultraschallreinigung <sup>69</sup> in Invexflüssigkeit <sup>70</sup> für 10 - max 30 min; Reaktionsschicht entfernen mit AL-Korund <sup>71</sup> Typ 100 mit 1 bar; Abtrennen <sup>72</sup> des Pressobjekts und Aufpassen der Krone mit minimaler Schleifarbeit)

## f) Washbrand

(Abstrahlen mit Spezialstrahlmittel Typ 100 bei 1 bar; Gleichmäßiges Auftragen: Dentinfarbe <sup>73</sup> (Pulver) angemischt mit Glasur-Malfarbenfluid <sup>74</sup>; Bereitschaftstemperatur: 403 °C; Temperaturanstieg: 60 °C /min; Endtemperatur: 800 °C; Schließzeit des Ofens: 6 min; Haltezeit: 1 min; Vakuum: 450 - 800 °C)

g) Glasurbrand <sup>75</sup>

(Dünnes Auftragen der <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2-Universal Glasurpaste <sup>75</sup>; Bereitschaftstemperatur: 403 °C; Temperaturanstieg: 60 °C/min; Endtemperatur: 780 °C; Schließzeit des Ofens: 6 min; Haltezeit: 1 - 2 min; Vakuum: 450 - 780 °C)

## 4.5.8 Zementivorgang

Die Vollkeramikronen wurden auf dem Zahn eingepasst, mit 70 %-igem Alkohol <sup>17</sup> gereinigt und mit dem selbstadhäsiven BKM Unicem <sup>38</sup> zementiert (Abb. 4.3).

Dazu wurde das Unicem Aplicap<sup>38</sup> im Capmix<sup>®</sup> <sup>43</sup> für 15 s angemischt und sowohl in die Kronen, als auch auf den Zahnstumpf appliziert. Nun wurden die Kronen mit leichtem Fingerdruck positioniert. Die Überreste wurden mit Wattekugeln <sup>76</sup> entfernt, und jede Zahnfläche für 45 s photopolymerisiert. Die Befestigungszementfuge wurde anschließend mit Sof-Lex<sup>®</sup>-Polierscheiben <sup>77</sup> (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verschiedener Körnungsgrade (mittel bis fein) ausgearbeitet und feinstpoliert.

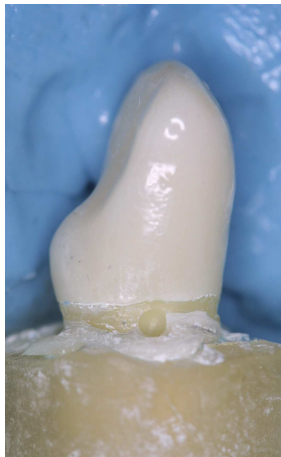


Abb. 4.3 Krone

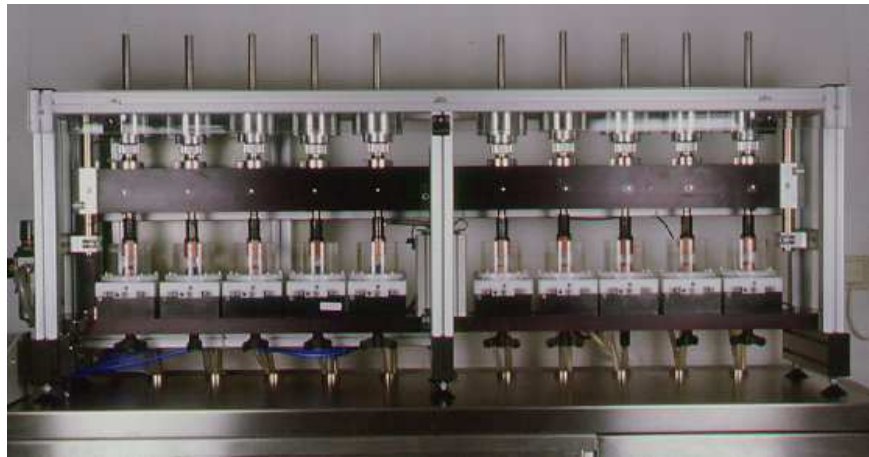


Abb. 4.4 Kausimulator

#### 4.5.9 Probentestung

##### 4.5.9.1 Kausimulation und Temperaturwechselbadbelastung

Die hergestellten Probenkörper der Gruppen 1 - 3 und 7 - 10 wurden in einem Kausimulator<sup>55</sup> (Abb. 4.4) der Forschungsabteilung der Universitätsklinik Regensburg einer thermisch-mechanischen Wechselbelastung von 8,3 tägiger Dauer unterzogen. Ziel war die maschinelle Simulation einer fünfjährigen Tragedauer in vivo. Zu diesem Zweck wurden die Zähne mit 6000 thermischen Wechselzyklen konfrontiert. Dabei wurden sie abwechselnd eine Minute 5 °C und eine Minute 55 °C warmem destilliertem Wasser ausgesetzt. Während dieser Temperaturwechselbadbelastung<sup>78</sup> wurden die Zähne mit  $1,2 \times 10^6$  Kauzyklen<sup>55</sup> belastet. Die Belastungsfrequenz betrug 1,66 Hz, der Druck von 50 N wurde von okklusal über den Höcker eines menschlichen Zahnes erzeugt. Die Belastungsrichtung lag in einem Winkel von 45° zur Zahnachse, der Antagonistenhöcker setzte dabei in der Mitte des inzisalen Zahndrittels, am Übergang der palatinalen Konvexität in die Konkavität an. Der Belastungsabstand zwischen Stempel und Krone betrug stets 4 mm.

##### 4.5.10 Bruchfestigkeitsuntersuchung

Im Anschluss an die TML<sup>78</sup> wurden die Gruppen 1 - 3 und 7 - 10 der Bruchfestigkeitsuntersuchung in der Universalprüfmaschine Zwick 1446<sup>79</sup> (Abb. 4.5) unterzogen. Die Zähne der Gruppen 4 - 6 wurden ohne vorhergehende Kausimulation direkt der linearen Belastung ausgesetzt. Gemessen wurde dabei die Maximalkraft ( $F_{max}$ ). Die Form der Probenhalterung war dazu exakt auf die Außenmaße der Probenkunststoffformen abgestimmt und wurde auf dem Objektisch

mit Hilfe von Schrauben fixiert. Die Belastung erfolgte von inzisal in einem Winkel von  $135^\circ$  zur Zahnachse (Abb. 4.6, Abb. 4.7). Zwischen der Zahnkrone und dem Prüfstempel ( $\varnothing = 3,5 \text{ mm}$ ) wurde eine  $0,3 \text{ mm}$  starke Zinnfolie angebracht, um die Kraft möglichst gleichmäßig auf den Zahn zu übertragen. Zur Messung der linearen Belastung<sup>79</sup> wurden die Probenzähne mit einer Vorschubgeschwindigkeit von  $1 \text{ mm/min}$  stufenlos bis zum Bruch belastet. Die Kraft stieg beginnend bei  $1 \text{ N}$  linear an.

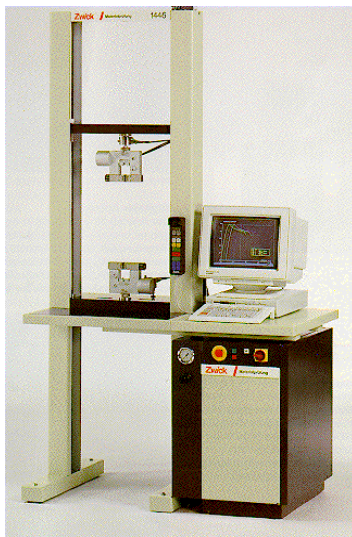


Abb. 4.5 Universalprüfmaschine Zwick

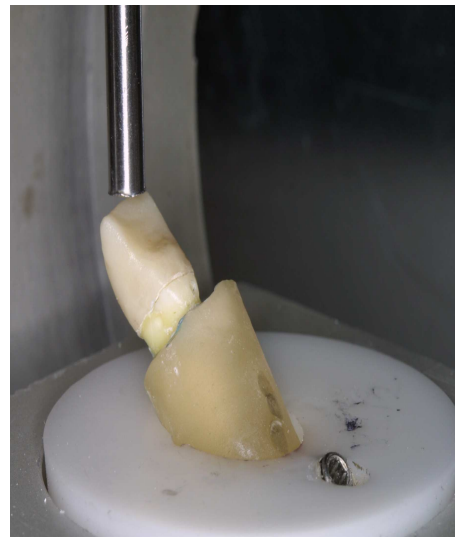


Abb. 4.6 Probenanordnung



Abb. 4.7 Aufbaustiftbelastung



#### 4.6 Belastungsart

Die Zähne der Gruppen 4, 5 und 6 wurden der linearen Belastung unterzogen.

Die Probenkörper der Gruppen 1, 2, 3, 7, 8, 9 und 10 unterlagen zuvor  $1,2 \times 10^6$  kausimulatorischen Zyklen in Kombination mit 6000 thermischen Wechselbad-Zyklen, bevor sie letzten Endes linear bis zum Bruch belastet wurden.

#### 4.7 Zeitlicher Versuchsablauf

Gesamtlagerungszeit bis zu den Belastungsversuchen:	37 Wochen
Endodontische Vorbehandlung:	8 Wochen
Endodontische Vorbehandlung bis zur Einbettung:	8 Wochen
Einbettung bis zur Aufbaustiftsetzung:	12 Wochen
Aufbaustiftsetzung bis zur Aufbauherstellung:	direkt im Anschluss
Aufbauherstellung bis zur Präparation:	direkt im Anschluss
Präparation bis zur Kronenzementierung:	8 Wochen
Kronenzementierung bis zur Belastung:	1 Woche

#### 4.8 Statistik

Die statistische Analyse erfolgte mit der Software SPSS 11.0<sup>®</sup> 80. Da die Verteilung der  $F_{\max}$ -Werte nicht der Normalverteilung entsprach, wurde die Auswertung mit nicht-parametrischen Tests durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p = 0,05$  festgesetzt. Der Kruskal-Wallis-Test kam zur Auswertung der quantitativen Gruppenvergleiche zur Anwendung. Auf diese Weise wurden die Unterschiede der verschiedenen Stiftsysteme, Aufbaumaterialien, BKM und Restaurationsstadien ausgewertet. Die paarweisen Vergleiche der einzelnen Gruppen untereinander erfolgten mit Hilfe des Mann-Whitney-Tests. Der Chi-Quadrat-Test sowie der Fisher`s Exact Test bewerteten qualitativ die Frakturmuster der verschiedenen Aufbaustiftsysteme.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Quantitative Untersuchung

Die quantitative Analyse besteht aus vergleichenden Untersuchungen der einzelnen Gruppen hinsichtlich der Variablen der maximalen Belastbarkeit  $F_{\max}$  [N] ihrer Probekörper.

Zur Auswertung kamen alle zur Untersuchung zugelassenen Proben, wobei die Versager unter der Kausimulation mit  $F_{\max} = 0$  N (Heydecke et al. 2001, Roulet und Van Meerbeek 2007) gewertet wurden. Der Versagenszeitpunkt wurde anhand der absolvierten Zyklen ermittelt.

Die Tabelle 5.1 gibt Auskunft über die Medianwerte sowie die Minimal- und Maximalwerte der Variablen  $F_{\max}$  [N] der einzelnen untersuchten Gruppen. Außerdem wurden die Anzahl der Versager unter der TML sowie deren Ausfallzeitpunkt dokumentiert.

Die ermittelten Ergebnisse entsprechen nicht der Normalverteilung. Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Z-Tests ergab sich eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung [ $p < 0,001$ ].

Die grafische Darstellung der Verteilung der Daten erfolgte mit Hilfe von Box-Plot-Diagrammen. Dabei beinhaltet die Box 50 % der Daten, und wird vom oberen und unteren Quartil begrenzt, wobei ihre Länge den interquartilen Abstand (Streuung der Werte) angibt. Die horizontale Linie innerhalb der Box kennzeichnet den Medianwert. Die Whisker (Fühler) der Box kennzeichnen die Verteilung der übrigen Werte, wobei deren untere und obere Begrenzungslinie den Minimal-, bzw. Maximalwert angibt. Die oberhalb oder unterhalb dieser Grenze markierten Einzelpunkte stellen Ausreißer dar. Die horizontalen Linien oberhalb der Boxen kennzeichnen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Versuchgruppen. In den Diagrammen wird die maximale inzisale Kaukraft von 400 N (Paphangkorakit und Osborn 1997) als gestrichelte horizontale Linie markiert.

Tabelle 5.1 Maximale Belastbarkeiten ( $F_{\max}$  [N]) der Versuchsgruppen

Gruppe (n =10)	Aufbaustift	Zement	Aufbau	Versorgung	Test	Median- wert [N]	Min / Max [N]	Proben (n) nach TML	Versagenszeitpunkt während TML [Zyklus]
1	GFRC	Unicem	Clearfil™ Core sc	IPS Empress® 2	TML	295	208,5 / 444,9	10	-
2	GFRC	Unicem	Unicem lc	IPS Empress® 2	TML	166	0 / 726,1	6	318050, 1200000, 1200000, 21843
3	GFRC	Unicem	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	TML	241	0 / 289,0	7	391799, 391902, 825847
4	GFRC	Unicem	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	LL	331	209,6 / 473,6	10	-
5	GFRC	Unicem	LuxaCore® lc	-	LL	132	85,0 / 377,0	10	-
6	GFRC	Unicem	-	-	LL	73	27,0 / 91,7	10	-
7	GFRC	ZPZ	Clearfil™ Core sc	IPS Empress® 2	TML	0	0 / 435,8	4	109692, 1200000, 552183, 1200000, 967507, 1200000
8	GFRC	LuxaCore®	Clearfil™ Core sc	IPS Empress® 2	TML	201	0 / 371,0	8	739196, 987245
9	LuxaPost®	Unicem	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	TML	600	0 / 746,7	6	1200000, 1101083, 824662, 1200000
10	LuxaPost®	LuxaCore®	LuxaCore® lc	IPS Empress® 2	TML	78	0 / 458,3	5	1200000, 1200000, 1200000, 824662, 1200000

Legende zu Tabelle 5.1 (S. 59)

n = Anzahl, sc = chemisch initiierte Polymerisation, lc = lichtinitiierte Polymerisation,

GFRC = faserverstärkter KM-Stift (Schütz Dental), ZPZ = Zinkoxidphosphat-Zement

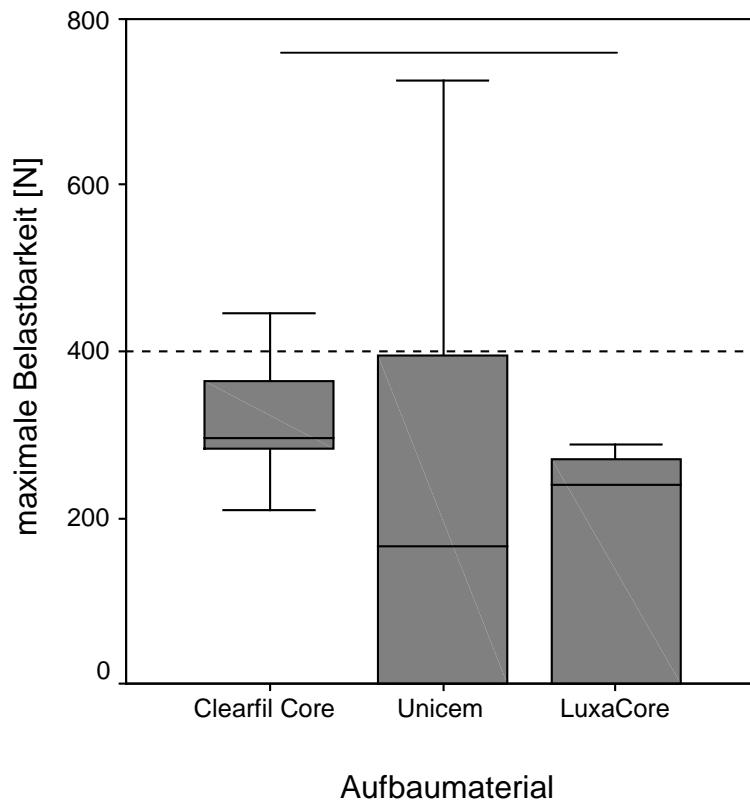
TML = thermomechanische Belastung mit anschließender linearer Belastung,

LL = lineare Belastung, Min / Max = Minimalwert / Maximalwert

### 5.1.1 Einfluss des Aufbaukomposit-Materials auf die maximale Belastbarkeit

Zur Auswertung des Einflusses des Aufbau-KM-Materials auf die maximale Belastbarkeit  $F_{\max}$  [N] wurden die Gruppen mit den Aufbaumaterialien Clearfil™ Core (Gruppe 1) und LuxaCore® (Gruppe 3) miteinander verglichen (Grafik 5.1). Um experimentell zu testen, ob das BKM Unicem auch als Aufbaumaterial eingesetzt werden kann, wurden die Probenkörper einer weiteren Gruppe mit dem BKM Unicem (Gruppe 2) versorgt. Alle Gruppen wurden im Anschluss an die Kausimulation linear bis zum Bruch belastet. Die untersuchten Probekörper besaßen alle GFRC-Aufbaustifte (Schütz Dental), die mit Unicem zementiert wurden. Von den drei miteinander verglichenen Gruppen zeigte die erste Gruppe des chemisch initiiert polymerisierenden KM Clearfil™ Core mit 295 N den höchsten Medianwert und wies die geringste Streuung auf. Alle Proben überdauerten die Kausimulation (Überlebensrate 100 %). Die Zähne, die mit dualgehärteten LuxaCore®-Aufbauten versorgt wurden, erreichten einen Medianwert von 241 N. Sieben der zehn Probekörper überstanden die Kausimulation, während die restlichen drei Zähne vorzeitig ausfielen. Die Werte der Gruppe mit den dualgehärteten Unicem-Aufbauten fielen mit einem Medianwert von 166 N geringer aus. Vier Probekörper versagten vorzeitig.

Der Kruskal-Wallis-H-Test belegt den Versuchsgruppen bezüglich der maximalen Belastbarkeit einen statistisch signifikanten Unterschied ( $p = 0,057$ ). Die paarweise Auswertung mittels des Mann-Whitney-U-Tests zeigt hinsichtlich der Variablen  $F_{\max}$  [N] signifikante Unterschiede zwischen den mit Clearfil™ Core versorgten Zähnen und denen mit LuxaCore®-Aufbauten ( $p = 0,005$ ). Die Unterschiede zwischen den mit Clearfil™ Core- und Unicem-Aufbauten ( $p = 0,247$ ) sowie die zwischen den mit Unicem und LuxaCore® versorgten Zähnen ( $p = 0,853$ ) sind nicht signifikant.



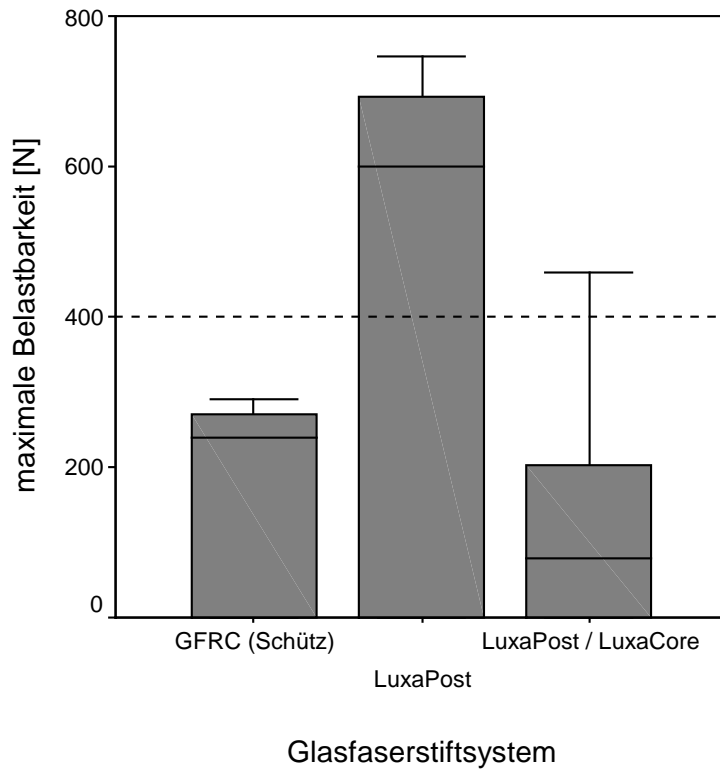
Grafik 5.1 Boxplots für  $F_{\max}$  [N] der verwendeten Aufbaumaterialien nach linear steigender Belastung

5.1.2 Einfluss des Glasfaser-Aufbaustiftsystems auf die maximale Belastbarkeit  
 In Anlehnung an die Grafik 5.2 wurden zwei verschiedene GFRC-Stiftsysteme miteinander verglichen. Die Zähne wurden nach der Kausimulation linear bis zum Versagen belastet. 20 Probekörper wurden mit einem Aufbau aus LuxaCore<sup>®</sup> versorgt. Die Zähne der einen Gruppe wurden mit GFRC-Stiften der Firma Schütz Dental (Gruppe 3) versorgt, während die der anderen Gruppe LuxaPost<sup>®</sup>-Stifte (Gruppe 9) erhielten. Zementiert wurden die Aufbaustifte mit dem BKM Unicem. Die Proben mit den Schütz Dental-Aufbaustiften wiesen mit 241 N einen geringeren Medianwert für  $F_{\max}$  [N] auf, als die LuxaPost<sup>®</sup>-Aufbaustifte mit 600 N. Die Gruppe 9 zeigte im Vergleich zur Gruppe 3 eine große Streuung. In Gruppe 9 überdauerten sechs, in Gruppe 3 sieben der zehn Zähne die Kausimulation.

Als Vergleichsgruppe zu den mit dem BKM Unicem befestigten LuxaPost<sup>®</sup>-Stiften dienten die zehn Probekörper, deren LuxaPost<sup>®</sup>-Aufbaustifte mit dem dafür vorgesehenen BKM LuxaCore<sup>®</sup> zementiert und anschließend mit einem LuxaCore<sup>®</sup>-Aufbau versorgt wurden (Gruppe 10). Sie zeigten maximale Belastbarkeiten von 0 N

bis 458,3 N. Der Medianwert lag bei 78 N. Fünf der zehn Probekörper scheiterten während der Kausimulation.

Der Kruskal-Wallis-H-Test zeigt bezogen auf die maximale Belastbarkeit keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ( $p = 0,217$ ).



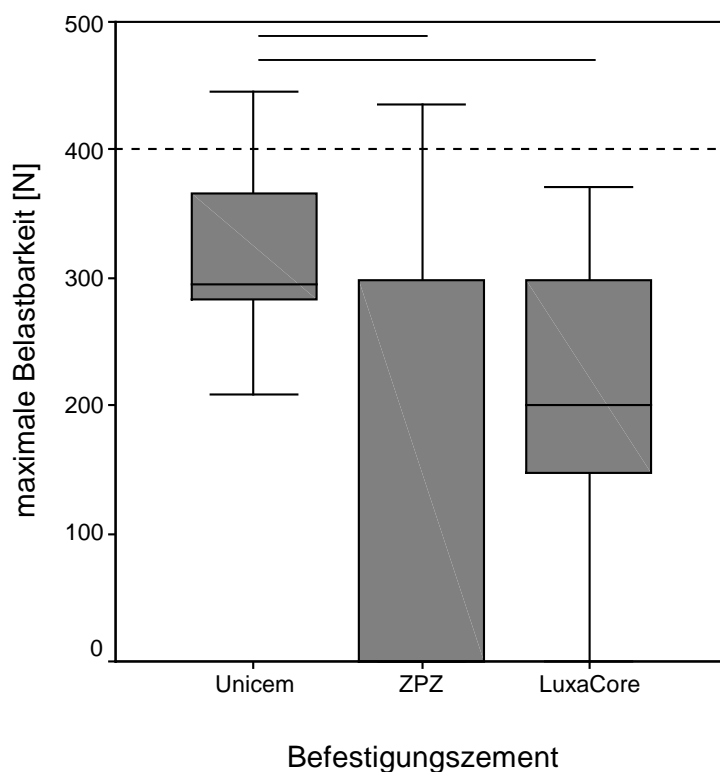
Grafik 5.2 Boxplots zu  $F_{\max}$  [N] der unterschiedlichen Faserstiftsysteme nach linear steigender Belastung

### 5.1.3 Einfluss des Aufbaustift-Befestigungszementes auf die maximale Belastbarkeit

Um den Einfluss des Aufbaustift-Befestigungszementes auf die maximale Belastbarkeit nach Kausimulation und linearer Belastung zu untersuchen, wurden die BKM Unicem (Gruppe 1) und LuxaCore<sup>®</sup> (Gruppe 8) mit dem konventionellen Zinkoxidphosphat-Zement (Gruppe 7) verglichen (Grafik 5.3). Diese drei Versuchsgruppen besaßen alle einen GFRC-Stift der Firma Schütz Dental und einen Aufbau des chemisch initiiert polymerisierenden Aufbau-KM Clearfil<sup>™</sup> Core. Es fiel auf, dass der Medianwert von  $F_{\max}$  mit 0 N bei den konventionell (ZPZ) zementierten GFRC-Stiften unter denen der adhäsiv inserierten Vergleichsgruppen von 295 N für Unicem und 201 N für die Aufbaustiftbefestigung mit LuxaCore<sup>®</sup> lag. Von zehn mit ZPZ

befestigten Zähnen überdauerten lediglich vier die Kausimulation. In der LuxaCore<sup>®</sup>-Gruppe fielen diesbezüglich zwei Probenkörper vorzeitig aus, während in der Unicem-Gruppe kein Versager festzustellen war. Vergleicht man die beiden BKM miteinander, lag der Medianwert für  $F_{\max}$  [N] der Gruppe 1 (295 N) über dem der Gruppe 8 (201 N). Die Streuung der maximalen Belastbarkeitswerte der drei untersuchten Gruppen ist als vergleichbar zu bezeichnen.

Hinsichtlich der maximalen Belastbarkeit zeigt der Kruskal-Wallis-H-Test einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ( $p = 0,045$ ). Der paarweise Gruppenvergleich mit dem Mann-Whitney-U-Test zeigt bezüglich der maximalen Belastbarkeit signifikante Unterschiede zwischen dem BKM Unicem und LuxaCore<sup>®</sup> ( $p = 0,043$ ) sowie zwischen Unicem und dem konventionellen ZPZ ( $p = 0,043$ ). Der Unterschied zwischen LuxaCore<sup>®</sup> und dem ZPZ ( $p = 0,353$ ) ist statistisch nicht signifikant.



Grafik 5.3 Boxplots für  $F_{\max}$  [N] der verschiedenen Befestigungszemente nach linear steigender Belastung

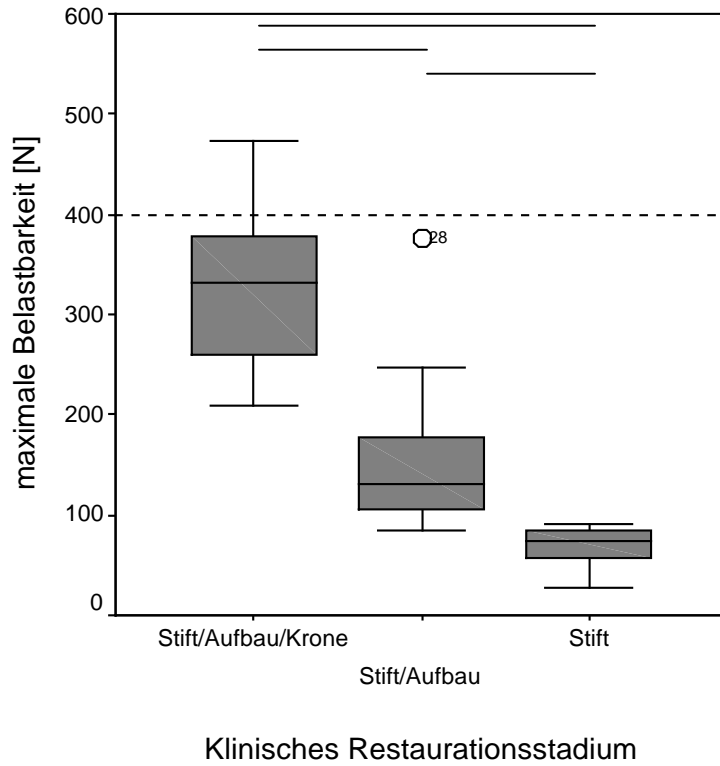


#### 5.1.4 Einfluss des Restaurationsgrades auf die maximale Belastbarkeit

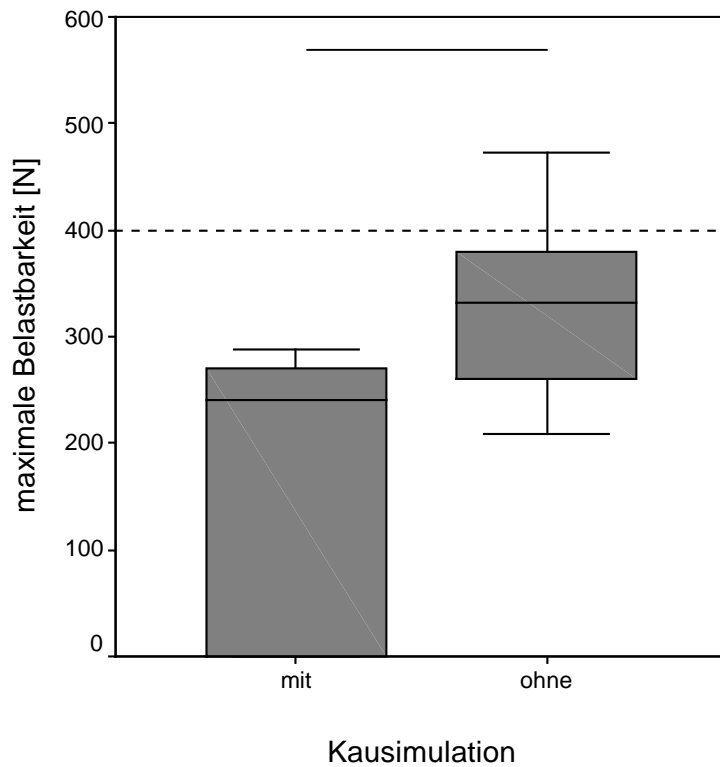
Abschließend wurde der Einfluss der Versorgungsstufe auf die maximale Belastbarkeit untersucht. Dazu wurden Probenzähne in unterschiedlichen klinischen Versorgungsstadien linear bis zum Bruch belastet (Grafik 5.4.1). Der Kruskal-Wallis-H-Test zeigt bezüglich der maximalen Belastbarkeit der Versuchsgruppen einen statistisch signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ). Die Probenkörper der ersten Gruppe wurden lediglich mit einem Aufbaustift versorgt (Gruppe 6), der wie auch bei den anderen untersuchten Gruppen mit dem BKM Unicem zementiert wurde. Die  $F_{\max}$ -Werte [N] zeigten im Vergleich mit den anderen Versorgungsstadien die geringste Streuung und den geringsten Medianwert (73 N). Die maximale Belastbarkeit der nur mit einem Aufbaustift versorgten Probekörper liegt damit signifikant niedriger ( $p < 0,001$ ) als die der Gruppe, deren Probekörper im Vergleich zu den Vorangegangenen zusätzlich einen adhäsiven Aufbau aus LuxaCore<sup>®</sup> (Gruppe 5) erhielten. Diese Gruppe erreichte einen Medianwert von 132 N und zeigte eine hohe Streuung. Der Medianwert der nächsten Gruppe, in der die Zähne zusätzlich zum Aufbau noch mit einer IPS<sup>®</sup>Empress<sup>®</sup> 2-Vollkeramikkrone versorgt wurden (Gruppe 4), betrug 331 N. Die maximale Belastbarkeit dieser Versorgungsstufe liegt damit ebenfalls signifikant höher ( $p = 0,001$ ) als die des letzten Restaurationsstadiums der Gruppe 5. Auch der Unterschied zwischen den Proben der Gruppe 6, die lediglich mit einem Aufbaustift versorgt wurden und denen der Gruppe 4, die mit einem Aufbaustift, einem Aufbau und einer Vollkeramikkrone versorgt wurde, ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ). Die vorliegende Auswertung zeigt, dass die Werte für  $F_{\max}$  [N] mit Zunahme des Versorgungsgrades fast linear ansteigen. Die ermittelten Werte unterscheiden sich in allen miteinander verglichenen Gruppen signifikant.

#### 5.1.5 Einfluss der Kausimulation auf die maximale Belastbarkeit

Der Vergleich der maximalen Belastbarkeiten des finalen Versorgungsstadiums nach linearer Belastung ohne Kausimulation (Gruppe 4) und mit Kausimulation (Gruppe 3) zeigt mittels des Kruskal-Wallis-H-Tests einen statistisch signifikanten Unterschied ( $p = 0,006$ ). Der Medianwert der Probenkörper ohne Kausimulation betrug 331 N, der nach vorangegangener Kausimulation lag bei 241 N (Grafik 5.4.2).



Grafik 5.4.1 Boxplots der  $F_{max}$ -Werte [N] zum klinischen Restaurationsgrad nach linear steigender Belastung



Grafik 5.4.2 Boxplots zum Vergleich des finalen Restaurationsstadiums (Aufbaustift, Aufbau, Krone) nach linear steigender Belastung mit und ohne TML

## 5.2 Qualitative Auswertung

### 5.2.1 Kategorisierung der Frakturverläufe

Die Frakturmuster der Zähne wurden anhand der unterschiedlichen Fragestellungen getrennt voneinander ausgewertet.

Die erste Einteilung der Frakturmuster (Tabelle 5.2) der untersuchten Proben in zwei grundlegende Kategorien diente der Beurteilung der klinischen Wiederversorgbarkeit. Zu diesem Ziel wurde definiert, dass der Verlauf von Frakturlinien oberhalb des Limbus alveolaris (entspricht der koronalen Einbetthöhe 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze) eine erneute klinische Versorgung des Zahnes ermöglicht. Die Zähne der Kategorie 0 weisen einen Frakturverlauf unterhalb des Limbus alveolaris auf und sind im Versagensfall nicht erneut restaurationsfähig. Bei den Zähnen der Kategorie 1 liegt der Frakturverlauf oberhalb des Limbus, so dass sie sich nach dem Versagen mit Hilfe einer neuen Restauration wiederversorgen lassen. Die weitere Einteilung nach alphabetischer Reihenfolge diente der Angabe der genauen Frakturlokalisation von koronal nach apikal. Sie führte zu einer Kategorisierung in 6 Gruppen (A bis F) mit den jeweiligen Untergruppen, die den Frakturlinienverlauf genauer beziffern. Die Kategorie A bezieht sich auf Fehler der Vollkeramikkrone. Dabei bezeichnet A1 eine Infraktion, also eine Rissbildung der Vollkeramikkrone ohne deren Fraktur. Die Fraktur der Vollkeramikkrone wird durch die Kategorie A2 beschrieben. Die Kategorie B beschreibt eine Aufbaufraktur. Die Kategorien C und D unterscheiden verschiedene Arten der Wurzelfraktur, wobei Kategorie C Querfrakturen im zervikalen Bereich und Kategorie D mittlere Wurzelfrakturen kennzeichnet. Die Kategorie E beziffert Retentionsverluste der Vollkeramikkrone, während Kategorie F Frakturen des Aufbaustiftes kennzeichnet.

Tabelle 5.2 Kategorien der verschiedenen Frakturmuster

A1	Kroneninfraktion		Kategorie 1 Wiederversorgbar (Kategorien A1, A2, B, C, E, F)
A2	Kronenfraktur		
B	Aufbaufaktur		
C	Wurzelfraktur zervikal		
D	Wurzelfraktur mittel		
E	Retentionsverlust Krone		
F	Aufbaustiftfraktur	Kategorie 0 Nicht wiederversorgbar (Kategorie D)	

SZG = Schmelz-Zement-Grenze

gestrichelte Linie = Limbus alveolaris

Die folgenden Abbildungen (Abb. 5.1 bis 5.7) stellen reale Frakturbilder der vorliegenden Untersuchung dar, welche die Lokalisationen und Verläufe der einzelnen Frakturen verdeutlichen.

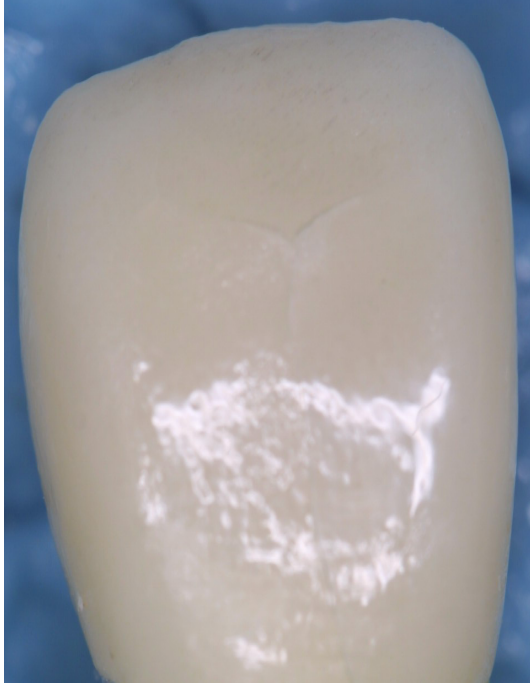


Abb. 5.1

Kategorie A1: Kroneninfraktion

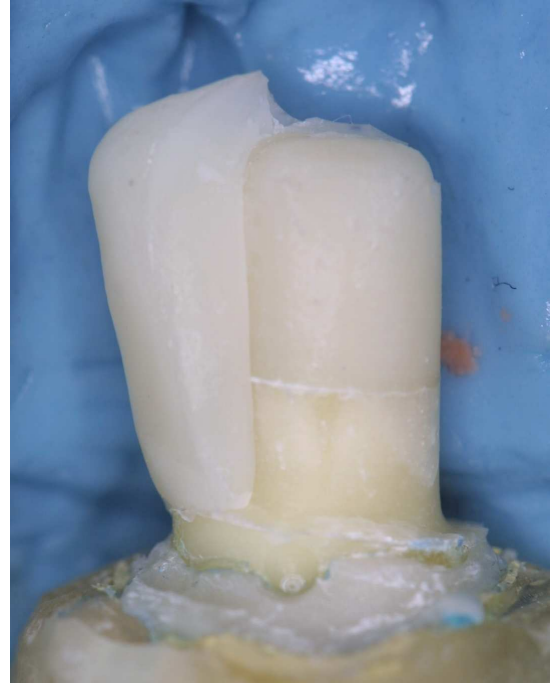


Abb. 5.2

Kategorie A2: Kronenfraktur



Abb 5.3

Kategorie B: Aufbaufraktur



Abb. 5.4

Kategorie C: zervikale Wurzelfraktur

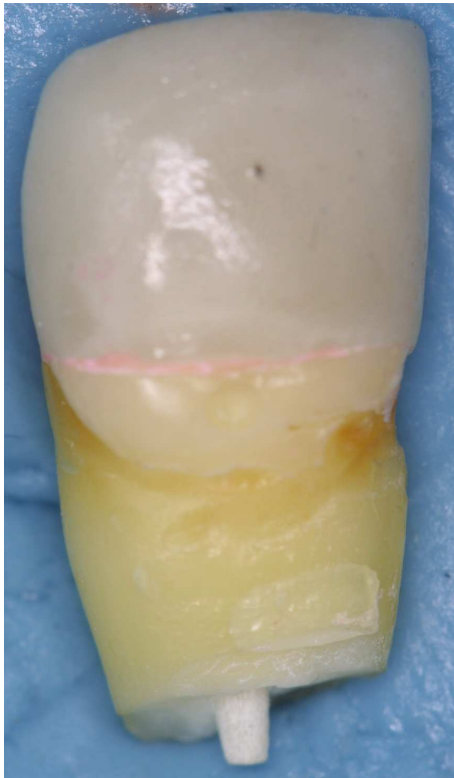


Abb. 5.5  
Kategorie D: mittlere Wurzelfraktur

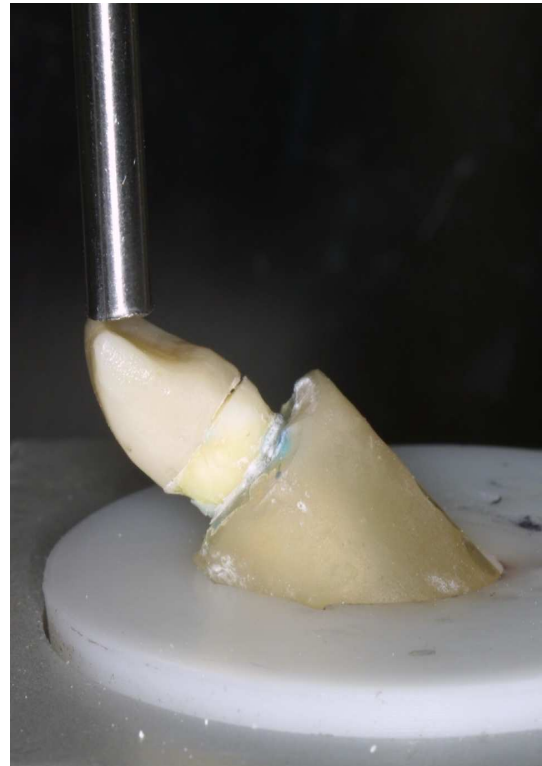


Abb. 5.6  
Kategorie E: Retentionsverlust Krone

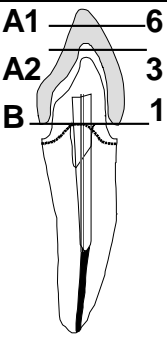
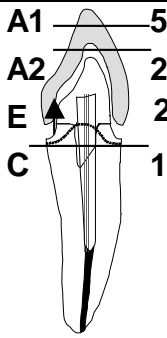
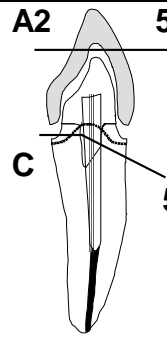


Abb. 5.7  
Kategorie F: Aufbaustiftfraktur

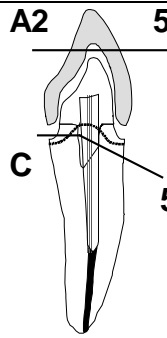
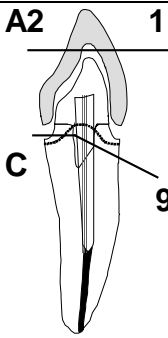
5.2.2 Frakturmustervergleich

Die Vergleiche der Frakturmuster der einzelnen Testgruppen wurden anhand der einzelnen Fragestellungen getrennt voneinander ausgewertet. Die Kategorien der Frakturverläufe wurden bereits in Tabelle 5.2 erläutert. Die nachfolgenden Grafiken (Grafik 5.5 bis 5.8) zeigen die Häufigkeiten dieser verschiedenen Frakturverläufe der jeweils miteinander verglichenen Gruppen.

Grafik 5.5 Auswertung der Häufigkeiten der Frakturverläufe der miteinander verglichenen Aufbaukomposite

Aufbaukompositvergleich		
		
<b>Clearfil™ Core</b>	<b>Unicem</b>	<b>LuxaCore®</b>

Grafik 5.6 Auswertung der Häufigkeiten der Frakturverläufe der miteinander verglichenen GFRC-Stifte

Aufbaustiftvergleich	
	
<b>Schütz Dental</b>	<b>LuxaPost®</b>

Grafik 5.7 Auswertung der Häufigkeiten der Frakturverläufe der miteinander verglichenen Aufbaustift-Befestigungszemente

Befestigungszementvergleich		
<p>A1 — 6 A2 — 3 B — 1</p>	<p>A1 — 1 E ↑ 2 B — 1 C — 6</p>	<p>E ↑ 1 A1 — 1 A2 — 3 B — 1 C — 2 D — 1</p>
<b>Unicem</b>	<b>LuxaCore®</b>	<b>Harvard-ZPZ</b>

Anmerkung: Ein Probekörper der Gruppe 7 (ZPZ) scheiterte aufgrund falscher linearer Belastungseinstellung

Grafik 5.8 Auswertung der Häufigkeiten der Frakturverläufe der miteinander verglichenen Restaurationsstufen

Restaurationsstufenvergleich			
<p>F — 10</p>	<p>B — 8 C — 2</p>	<p>E ↑ 1 C — 9</p>	<p>A2 — 5 C — 5</p>
<b>Aufbaustift</b>	<b>+ Kompositaufbau</b>	<b>+ Krone</b>	<b>+ TML</b>



### 5.2.3 Auswertung der Frakturmusteranzahl

Die Auswertung der Häufigkeiten der Frakturmuster zeigte, dass die Kategorie C (zervikale Wurzelfraktur) mit 38 % das häufigste Frakturmuster über alle Probenkörper darstellte. Mit jeweils 23,7 % haben die Gruppen 4 und 9 den größten Anteil daran. 100 % der Aufbaustifffrakturen (Kategorie F) ereigneten sich in der Gruppe, die lediglich mit einem Aufbaustift versorgt war (Gruppe 6). Ein Versuchskörper der Gruppe 7 scheiterte aufgrund falscher linearer Belastungseinstellung. Das zweithäufigste Frakturmuster stellte mit 19 % die Kroneninfraktion dar (Kategorie A1). Daran hatten die Gruppen 1 (31,6 %), 10 (31,6 %) und 2 (26,3 %) den größten Anteil. Kronenfrakturen (Kategorie A2) erfolgten in 14 % der Fälle. Frakturen des KM-Aufbaus (Kategorie B) ergaben sich bei 11 % der Probenkörper. Davon ereigneten sich 72,7 % in Gruppe 5, in der die Zähne nicht mit Vollkeramikronen, sondern nur mit Aufbaustiften und KM-Aufbauten versorgt wurden. Die finale Restauration mit Vollkeramikronen (Gruppe 4) verursachte keine Aufbaufrakturen. Der Frakturkategorie D (mittlere Wurzelfraktur) unterlag lediglich einer der 100 Probenkörper der Gruppe 7, in der der Aufbaustift mit ZPZ befestigt wurde. Retentionsverluste der Krone ereigneten sich in 6 % der Fälle und am häufigsten in den Gruppen 2 (33,3 %) und 8 (33,3 %).

Der Vergleich der drei untersuchten Aufbau-KM untereinander zeigte, dass sich lediglich bei einem mit Clearfil Core<sup>TM</sup> versorgten Zahn eine Aufbaufraktur ereignete. Des Weiteren waren bei den Gruppen 1 (Clearfil<sup>TM</sup> Core), 2 (Unicem) und 3 (LuxaCore<sup>®</sup>) mit 36,7 % Kroneninfraktionen und mit 33,4 % Frakturen der Vollkeramikkrone zu beobachten. Die mit LuxaCore versorgten Zähne zeigten zu 16,7 % zervikale Wurzelfrakturen.

Der Vergleich der Befestigungszemente untereinander zeigte, dass sich in Gruppe 1 (BKM Unicem) mit 30 % hauptsächlich Fehler der Vollkeramikronen (Kategorien A1 und A2) ereigneten. Die Gruppe 8 (BKM LuxaCore<sup>®</sup>) zeigte im Gegensatz dazu mit 20 % am meisten zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C). Die mit dem konventionellen ZPZ versorgten Zähne (Gruppe 7) offenbarten zu 3,3 % Aufbaufrakturen, zu 6,7 % zervikale Wurzelfrakturen und den einzigen nicht wiederversorgbaren Ausfall (Kategorie D, mittlere Wurzelfraktur) der vorliegenden Untersuchung.

Die Gegenüberstellung der GFRC-Aufbaustiftsysteme zeigte für die Gruppe 3 (Schütz Dental) 16,7 % Kronenfrakturen und 16,7 % zervikale Wurzelfrakturen.

Dagegen ließen sich in Gruppe 9 (LuxaPost<sup>®</sup>) zu 30 % zervikale Wurzelfrakturen beobachten.

Der Vergleich der verschiedenen Versorgungsstufen ließ alle in der Untersuchung registrierten Aufbaustiftfrakturen (Kategorie F) in der lediglich mit einem Aufbaustift versorgten Gruppe 6 erkennen. Die zusätzlich mit einem KM-Aufbau restaurierten Probenkörper (Gruppe 5) unterlagen zu 20 % Aufbaufrakturen (Kategorie B). Das finale Versorgungsstadium (Gruppe 4) ließ zu 22,5 % zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C) zu.

Vergleicht man das finale Restaurationsstadium ohne Kausimulationsbelastung (Gruppe 4) mit den Probenkörpern, die der Kausimulation unterzogen wurden (Gruppe 3), ereigneten sich bei Letzteren zu 25 % Frakturen der Vollkeramikkrone (Kategorie A2) und mit 25 % zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C). Ohne vorherige Kausimulation resultierte die lineare Belastung zu 45 % in zervikalen Wurzelfrakturen und zu 5 % in Retentionsverlusten der Vollkeramikkrone (Kategorie E).

Der Chi-Quadrat-Test und der Fisher's Exact Test zeigen (Tabelle 5.3), dass in Gruppe 1 und 2 signifikant mehr Kronenversager vorlagen als statistisch erwartet wurde. Die Gruppen 5 und 6 zeigten signifikant mehr Aufbau- und / oder Stiftversager, während die Gruppen 4 und 9 signifikant mehr Wurzelfrakturen als statistisch erwartet aufwiesen.

Tabelle 5.3 Frakturmusterauswertung

Gruppe		Frakturmuster			Total
		Kronen- versagen	Aufbau- / Stiftversagen	Wurzelfraktur	
1	Anzahl	9	1	0	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	2,9	10,0
	Standardisierte Residuen	2,7	-0,9	-2,0	-
2	Anzahl	9	0	1	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	2,7	-1,5	-1,5	-
3	Anzahl	5	0	5	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	0,7	-1,5	0,5	-
4	Anzahl	1	0	9	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	-1,4	-1,5	2,5	-
5	Anzahl	0	8	2	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	-1,9	3,7	-1,0	-
6	Anzahl	0	10	0	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	-1,9	5,0	-2,0	-
7	Anzahl	4	2	3	9
	Erwartete Anzahl	3,4	2,1	3,5	9,0
	Standardisierte Residuen	0,3	-0,1	-0,3	-
8	Anzahl	2	2	6	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	-0,9	-0,2	1,0	-
9	Anzahl	1	0	9	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	-1,4	-1,5	2,5	-
10	Anzahl	6	0	4	10
	Erwartete Anzahl	3,7	2,3	3,9	10,0
	Standardisierte Residuen	1,2	-1,5	0,0	-
Gesamt	Anzahl	37	23	39	99
	Erwartete Anzahl	37,0	23,0	39,0	99,0

#### 5.2.4 Klinische Prognose

Die Vergleiche zur Möglichkeit der Wiederversorgung der untersuchten Proben liefern eine vereinfachte Aussage über die klinische Prognose der versorgten Zähne und Restaurationen im Falle des Versagens. Zu diesem Zweck wurde der Limbus alveolaris (koronale Einbetthöhe 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze) als Grenze der klinischen Prognose definiert. Es wurde angenommen, dass Frakturverläufe des Zahnes oberhalb des Limbus eine Wiederversorgung des Zahnes ermöglichen, während Frakturlinien unterhalb des Limbus sie verhindern.

Wiederversorgbar waren damit die Probekörper der Kategorien A1, A2, B, C, E und F. Nicht erneut restaurierbar waren somit die Probekörper mit mittleren Wurzelfrakturen (Kategorie D).

Von den 100 Probekörpern waren 99 erneut versorgbar. Lediglich ein Zahn der Gruppe 7 (ZPZ) erlitt eine mittlere Wurzelfraktur und erwies sich als nicht wiederversorgbar.

### 5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Hinsichtlich des Vergleichs der Aufbau-KM zeigten sich bezogen auf den Zielparameter  $F_{\max}$  [N] statistisch signifikante Unterschiede zwischen den mit Clearfil™ Core (Gruppe 1) versorgten Zähnen und denen mit LuxaCore®-Aufbauten (Gruppe 3).

Bezüglich der getesteten GFRC-Aufbaustifte ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied der maximalen Belastbarkeiten.

Der Vergleich der verschiedenen Befestigungszemente resultierte in signifikant unterschiedlichen maximalen Belastbarkeiten zwischen dem BKM Unicem (Gruppe 1) und LuxaCore® (Gruppe 8) sowie zwischen Unicem und dem konventionellen ZPZ (Gruppe 7).

Bezogen auf den Restaurationsgrad der postendodontisch versorgten Probekörper fand sich mit zunehmendem Versorgungsgrad ein nahezu linearer Anstieg der maximalen Belastbarkeit. Die ermittelten Werte unterschieden sich in allen miteinander verglichenen Gruppen signifikant.

Die Kausimulation hatte einen signifikanten Einfluss auf die maximale Belastbarkeit des finalen Restaurationsstadiums der postendodontisch versorgten Zähne.

Der Vergleich der Frakturmuster zeigte, dass die Kategorie C (zervikale Wurzelfraktur) mit 38 % das häufigste Frakturmuster darstellte. Mit jeweils 23,7 % haben die Gruppen 4 und 9 den größten Anteil daran. 100 % der Stifftrakturen (Kategorie F) ereigneten sich in der Gruppe, die lediglich mit einem Aufbaustift versorgt war (Gruppe 6). Ein Versuchskörper der Gruppe 7 scheiterte aufgrund falscher linearer Belastungseinstellung. Das zweithäufigste Frakturmuster stellte die Kroneninfraction dar (Kategorie A1). Daran hatten die Gruppen 1 (31,6 %), 10 (31,6 %) und 2 (26,3 %) den größten Anteil. Kronenfrakturen (Kategorie A2) erfolgten in 14 % der Fälle. Frakturen des KM-Aufbaus (Kategorie B) ergaben sich bei 11 % der Probekörper. Davon ereigneten sich 72,7 % in Gruppe 5, in der der

Zahn nur mit einem Aufbaustift und einem KM-Aufbau versorgt wurde. Der Frakturkategorie D (mittlere Wurzelfraktur) unterlag lediglich einer der 100 Probenkörper der Gruppe 7, in der der Aufbaustift mit ZPZ befestigt wurde. Retentionsverluste der Krone ereigneten sich in 6 % der Fälle und am häufigsten in den Gruppen 2 (33,3 %) und 8 (33,3 %).

Der Vergleich der drei untersuchten Aufbau-KM der Gruppen 1 (Clearfil™ Core), 2 (Unicem) und 3 (LuxaCore®) untereinander zeigte, dass sich lediglich bei einem mit Clearfil Core™ versorgten Zahn eine Aufbaufraktur ereignete. Ansonsten waren Kroneninfractionen (36,7 %) und Frakturen der Vollkeramikkrone (33,4 %) zu beobachten. Die mit LuxaCore versorgten Zähne erlitten in 16,7 % zervikale Wurzelfrakturen.

Der Vergleich der Befestigungszemente zeigte, dass sich in Gruppe 1 (BKM Unicem) mit 30 % hauptsächlich Fehler der Krone (Kategorien A1 und A2) ereigneten. Die Gruppe 8 (BKM LuxaCore®) zeigte im Gegensatz dazu mit 20 % am meisten zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C). Die mit dem konventionellen ZPZ versorgten Zähne (Gruppe 7) offenbarten zu 3,3 % Aufbaufrakturen, zu 6,7 % zervikale Wurzelfrakturen und den einzigen nicht wiederversorgbaren Ausfall (Kategorie D, mittlere Wurzelfraktur) der vorliegenden Untersuchung.

Die Gegenüberstellung der GFRC-Aufbaustiftsysteme zeigte für die Gruppe 3 (Schütz Dental) 16,7 % Kronenfrakturen und 16,7 % zervikale Wurzelfrakturen. In Gruppe 9 (LuxaPost®) waren 30 % der zervikalen Wurzelfrakturen zu beobachten.

Der Vergleich der verschiedenen Versorgungsstufen ließ alle in der Untersuchung registrierten Aufbaustiftfrakturen (Kategorie F) in der lediglich mit einem Aufbaustift versorgten Gruppe 6 erkennen. Die zusätzlich mit einem KM-Aufbau restaurierten Probenkörper (Gruppe 5) unterlagen zu 20 % Aufbaufrakturen (Kategorie B). Das nächste Versorgungsstadium (Gruppe 4) ließ keine Aufbaufrakturen, aber zu 22,5 % zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C) zu.

Die Probenkörper, die der Kausimulation unterzogen wurden (Gruppe 3), ließen zu 25 % Frakturen der Vollkeramikkrone (Kategorie A2) und zu 25 % zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C) zu. Im Vergleich dazu zeigten die lediglich linear belasteten Zähne (Gruppe 4) zu 45 % zervikale Wurzelfrakturen und zu 5 % Retentionsverluste der Vollkeramikkrone (Kategorie E).

In den Gruppen 1 und 2 kamen signifikant mehr Kronenversager, in den Gruppen 5 und 6 signifikant mehr Aufbau- und / oder Stiftversager und in den Gruppen 4 und 9 signifikant mehr Wurzelfrakturen vor, als statistisch erwartet wurde.

## 6 Diskussion

### 6.1 Probenauswahl

Zur Verwendung kamen 100 menschliche, obere, mittlere Schneidezähne der zweiten Dentition. Die strengen Auswahlkriterien dienten einem möglichst hohen Maß an Gleichwertigkeit und Unversehrtheit der Zähne. Die Belagentfernung vor der weiteren Verarbeitung minimierte den Einfluss ergebnisverfälschender Gewebe und sicherte eine gleichmäßige Retention der Probenzähne im später angefertigten Kunststoffzylinder während der Testverfahren. Heutzutage werden Belastungsuntersuchungen endodontisch behandelte und mit Aufbaustiften versehene Zähne in der Regel mit menschlichen Zähnen durchgeführt. Diese besitzen jedoch individuelle mechanische Eigenschaften, die für eine hohe Diversität der Ergebnisse verantwortlich sein können. Beispielsweise wird der E-Modul des Dentins durch Mikrofrakturen aufgrund abrasiver, traumatischer oder iatrogen verursachter Effekte vermindert (Kinney et al. 2003). Alternativ bietet sich der Gebrauch von tierischen Zähnen, wie z. B. Rinderzähnen, oder der sogenannter Kunststoffanaloga an. Bovine Zähne weisen im Vergleich mit menschlichen Zähnen klinische sowie mikromorphologische Ähnlichkeiten auf (Camargo et al. 2008) und empfehlen sich in Bezug auf die Schmelz- und Dentin-Konfiguration und deren Haftfähigkeit zu Bondingsystemen als adäquater Ersatz (Reis et al. 2004, Titley et al. 2006). Porkine Zähne zeigen im Unterschied dazu eine abweichende Schmelzmorphologie. Allerdings bieten auch bovine Zähne im Vergleich mit natürlichen Zähnen keinerlei Vorteile im Bezug auf die unterschiedlichen Form- und Größenverhältnisse und damit verbunden die variierenden physikalischen, wie auch mechanischen Eigenschaften. Diese sind letzten Endes mitverantwortlich für Ergebnisstreuungen bei der Evaluation der maximalen Belastbarkeit. Aus den unterschiedlichen Größen der Zahnkronen resultieren differente Haftflächen. Diese wurden dadurch ausgeglichen, dass die Zähne anhand des Schnittflächenproduktes gleichmäßig auf die einzelnen Gruppen verteilt wurden. Kunststoffzähne liefern bezüglich der Standardisierung von Form, Größe und mechanischen Eigenschaften einen deutlichen Vorteil, jedoch entspricht ihr Verhalten auf Belastung nicht dem natürlicher Zähne. Darüber hinaus zeigen sie ein abweichendes adhäsives Verhalten, so dass sich die in Belastungsversuchen gewonnene Ergebnisse nicht auf natürliche Zähne übertragen lassen (Rosentritt et al. 2000b).

## 6.2 Probenlagerung

Die Zähne lagerten vor Versuchsbeginn maximal ein Jahr in einer 20 %-igen Isopropanollösung. Grundsätzlich hat das Alter von Zähnen keine entscheidenden Auswirkungen auf die Randqualität von Füllungen und damit auf die KM-Haftfähigkeit (Mixson et al. 1993). Ebenso haben unterschiedlich lange Lagerungszeiten keinen Einfluss auf die Haftkraft von Dentinhaftmitteln (Crim 1989, Williams und Svare 1985). Kontrovers dazu berichteten Beech et al., dass die Dauer zwischen der Zahnextraktion und der anschließenden Versorgung mittels eines Bondingsystems dessen Haftfähigkeit, je nach Fabrikat, signifikant beeinflussen kann (Beech et al. 1991). Die Zeit zwischen der Probenauswahl und der Verarbeitung der Zähne sollte folglich nicht zu lang gewählt werden, um die Vergleichbarkeit der gewonnenen Ergebnisse nicht zu gefährden. Im vorliegenden Fall war dieses jedoch aufgrund der hohen Anzahl von Versuchsgruppen und Probekörpern nicht zu realisieren, so dass die Zähne unterschiedliche Lagerungszeiten aufwiesen. Um die daraus resultierende Ergebnis-Streuung gering zu halten, wurden die Zähne randomisiert zugeteilt und mit zehn Testkörpern pro Versuchsgruppe wurde eine ausreichende Probenanzahl hergestellt. Die Zähne wurden während jedes Behandlungsschrittes mit feuchtem Zellstoff vor der Austrocknung geschützt, da jedwede Dehydratation die mechanischen Eigenschaften menschlichen Dentins signifikant verändert (Jameson et al. 1993).

## 6.3 Gruppeneinteilung

Wie bereits erwähnt, wurden die Zähne einer Randomisierung unterzogen und anschließend anhand des ermittelten Schnittflächenproduktes größengleich in neue Versuchsgruppen aufgeteilt. Durch dieses Vorgehen konnte eine übungsbedingte Verzerrung der Herstellungsergebnisse vermieden werden.

Während der Herstellung der Probekörper sicherten ein vorher festgelegter Zeitplan und ein Ablaufplan der durchzuführenden Arbeitsschritte gleichbleibende Verarbeitungsparameter. Gleiches gilt für die durchgeführten Belastungstests.

## 6.4 Endodontische Behandlung

Die endodontische Aufbereitung der Zähne erfolgte mit handelsüblichen Materialien und Instrumenten. Regelmäßige Spülungen sicherten dabei die Spanentfernung sowie die Desinfektion des Wurzelkanalsystems, also die möglichst effektive



Eliminierung der Mikroorganismen und der von ihnen produzierten Lipopolysaccharide (Endotoxine) (Barthel und Roulet 2002). Die Wurzelfüllung wurde mit Hilfe der lateralen Kondensation durchgeführt. Der Einfluss der verschiedenen Sealer-Bestandteile wird kontrovers diskutiert. Hagge et al. stellten jedoch keinen Einfluss des in der vorliegenden Studie verwendeten Sealers AH26<sup>®</sup> auf die Haftfestigkeit von mit BKM inserierten Metallaufbaustiften fest (Hagge et al. 2002a).

Im Anschluss an die Wurzelkanalbehandlung wurde der Apex der Zähne mit Wachs und die Trepanationsöffnung mit KM verschlossen, um einen Feuchtigkeitszutritt zu verhindern und den Erfolg der Wurzelkanalbehandlung nicht zu gefährden. Der Verschluss der Trepanationsöffnung verhindert in vivo eine bakterielle Reinfektion des apikalen Parodonts und hat somit einen entscheidenden Einfluss auf die Prognose EBZ.

#### 6.5 Einbetten der Probenkörper

Die Zahnwurzel wurde mit einem Isolack versehen, um ihre Retention in dem Kunststoffzylinder zu sichern und die physiologische Beweglichkeit des Zahnes im Desmodontalspalt zu simulieren (Naumann et al. 2007). Anschließend wurden die Probenkörper in einen Kunststoffzylinder eingebettet (Botti et al. 1995). Zu hinterfragen ist dabei, ob die Festigkeit des Lackes tatsächlich in der Lage ist, die Beweglichkeit natürlicher Zähne zu simulieren. Selbst wenn dies nicht exakt der Fall sein sollte, unterliegen trotzdem alle Probenkörper demselben Fehler. Ähnliches trifft auch auf die Probeneinbettung zu, da fraglich ist, ob der Kunststoffzylinder dem Zahn dieselbe Retention bietet, wie die parodontalen Gewebe. Bezüglich dieser Frage existieren keine Untersuchungen, jedoch stellen beide Vorgehensweisen heutzutage etablierte Verfahren in der In-vitro-Testung menschlicher Zähne dar (Azer et al. 2001, Naumann et al. 2005b, 2006). Die Einbettung erfolgte im rechten Winkel zur Zahnachse. Dieser wurde mittels einer selbstangefertigten Konstruktion anhand der Ausrichtung des Apex und der Inzisalmitte auf einen Diodenpunkt bestimmt.

#### 6.6 Aufbaustiftbett-Präparation

Die Zähne wurden zur Simulation einer kariösen oder frakturbedingten Zerstörung 3 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze dekapitiert. Dieses Vorgehen sicherte eine ausreichend hohe Schmelzmanschette für die anschließende Präparation. Als Nächstes erfolgte die Aufbaustiftbett-Präparation mit systemimmanenten Bohrern der

verwendeten Glasfaserstiftsysteme. Bei einer Restwurzelfüllung von 4 mm war im Vergleich mit Kürzeren keine apikale Undichtigkeit festzustellen (Raiden und Gendelman 1994). Aus diesem Grund wurden die Bohrer ab der Dekapitationsebene 10 mm tief eingesetzt. Die exakte Bohrtiefe sicherte ein an den Bohrer angebrachter Aufsatz. Die Verwendung normierter Vorbohrer garantierte das Erzeugen gleichmäßig großer Aufbaustiftthaffflächen. Je nach Wurzellänge der Zähne ergeben sich jedoch unterschiedliche Aufbaustift-/Wurzelverhältnisse. Hinsichtlich der Haftverbundfestigkeit zwischen 5 und 10 mm langen, mit dualhärtendem BKM zementierten Quarzfaserstiften, existierten signifikante Unterschiede (Borer et al. 2007). Dennoch betrachteten die Autoren die Haftfestigkeit beider Aufbaustiftlängen als ausreichend. Im Gegensatz dazu stellten Nissan et al. keine Haftfestigkeitsunterschiede zwischen 5, 8 und 10 mm langen Metallstiften fest, wenn diese mit BKM inseriert wurden (Nissan et al. 2001).

Ein weiteres Problem besteht darin, dass die Präparation des Stiftbettes möglicherweise nicht alle Kanalbereiche erreicht und somit verbliebene Guttaperchareste die Adhäsion des BKM in diesen Bereichen verhindern, was die Haftfestigkeit des Aufbaustiftes am Wurzelentin mindert (Perdigao et al. 2007).

### 6.7 Aufbaustift-Befestigungszemente

Zur Zementierung der LuxaPost<sup>®</sup>-Stifte wurde das BKM LuxaCore<sup>®</sup>-Automix Dual (Naumann et al. 2008) als dualhärtendes Standardvergleichsmaterial zur Aufbaustiftbefestigung mit dem zugehörigen dualhärtenden Adhäsivsystem LuxaBond<sup>®</sup>-Total Etch angewendet. Letzteres wurde mit einer Mikrobrush appliziert, da deren Verwendung größere Dentin-KM-Interdiffusions-Zonen sogar im apikalen Wurzel-drittel sicherstellt und dort auch signifikant mehr resin tags erzeugt (Ferrari et al. 2002). Diese Materialkombination erscheint wegen der Dualhärtung vorwiegend für die Verwendung im schlecht zugänglichen Wurzelkanal als vorteilhaft. Der Anmischvorgang in der Doppelkartusche ermöglicht ein konstantes Anmischverhältnis und damit eine homogene und zügige Applikation.

Das selbstadhäsive dualhärtende BKM Unicem (Naumann et al. 2006, 2007, 2008, Bitter et al. 2006a) wurde als Standardvergleichsmaterial ohne Adhäsivsystem (Piwowarczyk und Lauer 2003) angewendet. Die Verwendung als Kapselsystem und der Anmischvorgang im Capmix<sup>®</sup>-Automaten stellten die vorgeschriebene Anmischzeit sowie das optimale Anmischverhältnis sicher. Beide BKM wurden mit

speziellen flexiblen und wurzelkanalgeformten Einfüllhilfen (Elongation Tip und Intraoral Tip) in die Wurzelkanäle eingebracht. Diese Anwendungsart ermöglichte eine homogene und im Vergleich mit der konventionellen Applikation nahezu blasenfreie Verteilung des Materials im Wurzelkanal (Watzke et al. 2008).

Wie bereits im Kapitel Lichtinitiierte Polymerisation beschrieben, erscheint die Problematik der Polymerisationsschrumpfung im Wurzelkanal als besonders entscheidend, da sich dem BKM wenig freie Oberfläche zur Volumenveränderung bietet, was in gesteigertem Kontraktionsstress, verminderter Haftverbundfestigkeit und damit in einem Debonding vom Wurzelkanalentin resultieren kann (Cunha et al. 2008).

Der ZPZ wurde als konventioneller Befestigungszement (Balbosh et al. 2005, Mezzomo et al. 2003, Rosin et al. 2000) mit Hilfe eines Lentulos rotierend in den Wurzelkanal eingebracht, was eine gleichmäßige Verteilung entlang des Wurzelkanals sowie des Aufbaustiftes vermuten lässt. Trotz der strengen Einhaltung des Mischverhältnisses lässt sich vermuten, dass der manuelle Anmischvorgang die Homogenität des Befestigungszementes negativ beeinflusst.

## 6.8 Herstellen des Aufbaus

Bonilla et al. empfehlen im Hinblick auf die maximale Belastbarkeit des Aufbaus lediglich AM und KM als sichere Aufbaumaterialien (Bonilla et al. 2000). Ein entscheidender Nachteil von AM-Aufbauten ist deren unzureichendes ästhetisches Potential und die zur Retentionserzielung notwendige Zahnhartsubstanzopferung (Fusayama 1990) aufgrund der mangelnden Haftung zu den Zahnhartsubstanzen. Im Vergleich mit GIZ und CM besitzen Aufbau-KM überlegene mechanische Eigenschaften (Piwowarczyk et al. 2002a) und erzielen größere Haftwerte zum Stiftmaterial sowie höhere Biegefestigkeiten und maximale Belastbarkeiten (Cohen et al. 2000b und 2001, Gladys et al. 1997, Gu et al. 2006). Im Frontzahnbereich empfehlen sich KM-Aufbauten wegen ihrer optimalen ästhetischen Anpassungsmöglichkeiten, besonders wenn die Zähne wie im vorliegenden Fall final mit Vollkeramikronen versorgt werden (Ge et al. 2006). Die Kombination faserverstärkter KM-Aufbaustifte mit KM-Aufbauten resultiert in günstigeren Versagensmustern und reduziert im Vergleich zu AM-Aufbauten die Entstehung von Wurzelfrakturen (Mannocci et al. 2005). Im Vergleich mit der Kombination aus KM-Aufbauten und Titan- oder Keramik-Aufbaustiften bewirkt sie höhere

Frakturestabilitäten (Akkayan und Gülmez 2002). Selbige Autoren sprechen aber auch den entscheidenden Schwachpunkt der KM an, die Polymerisations-schrumpfung. Sie kann je nach Verarbeitung dafür sorgen, dass das KM seinen innigen Kontakt zur Zahnhartsubstanz verliert und sich Randspalten bilden, die Haftungsverluste sowie die Kariesentstehung begünstigen können.

In der vorliegenden Untersuchung erfolgte die Herstellung der Aufbauten direkt im Anschluss an die Stiftinsertion, da faserverstärkte Aufbaustifte nach einjähriger Wasserlagerung signifikant geringere Biegefestigkeiten aufweisen als nach trockener Lagerung (Mannocci et al. 2001). Es ist also für die mechanischen Eigenschaften des Wurzel-Stift-Aufbausystems entscheidend, die Aufbaustifte nach ihrer Insertion komplett mit dem Aufbau zu bedecken und schnellstmöglich mit einer Krone zu versorgen.

Als Aufbaumaterialien wurden drei verschiedene KM mit unterschiedlichen Abbindeverfahren streng nach Angaben der Hersteller angewendet. Das chemisch initiiert polymerisierende Hybridkomposit Clearfil™ Core stellt in Kombination mit seinem ebenfalls chemisch aushärtenden Adhäsivsystem Clearfil™ New Bond ein Standardvergleichsmaterial unter den autopolymerisierenden Aufbaumaterialien dar (Naumann et al. 2005b, 2006, 2008, Bitter et al. 2006a+b, Bolhuis et al. 2006). Das dualhärtende KM LuxaCore®-Automix Dual ist in Verbindung mit seinem dualhärtenden Adhäsivsystem LuxaBond®-Total Etch als Standardvergleichsmaterial der dualhärtenden Aufbau-KM zu bezeichnen (Naumann et al. 2008, Hannig et al. 2005, Giachetti et al. 2003). Das selbstadhäsive dualhärtende BKM Unicem wurde experimentell untersucht, um herauszufinden, ob es über seine Indikation als BKM hinaus auch als Aufbau-KM Verwendung finden kann. Die Gruppen mit den LuxaCore®- und Unicem-Aufbauten wurden zusätzlich zur chemisch initiierten Polymerisation photopolymerisiert. Die dualhärtende Variante von LuxaCore® wurde verwendet, da sie im Vergleich mit der rein photopolymerisierten Variante LuxaCore® bessere mechanische Eigenschaften, wie etwa signifikant höhere Scherfestigkeiten zum Dentin aufweist (Leevailoj et al. 2007).

Die Clearfil™ Core-Aufbauten wurden mit Hilfe der Vorabformungen angefertigt. Die Aufbauten mittels Unicem und LuxaCore®, die zusätzlich zur chemisch initiierten Polymerisation photopolymerisiert wurden, wurden mit Hilfe transparenter Formhülsen hergestellt. Ziel der Verwendung dieser Formgeber war die Wiederherstellung der originären Formen und Abmessungen der Zahnkronen, um die

Probekörper bei den späteren Belastungsversuchen in ihrer Ursprungsform zu belasten und so möglichst originalgetreue und vergleichbare Belastungswerte zu erhalten.

### 6.9 Kronenpräparation

Die Präparation der Zähne erfolgte anhand der Dimensionsrichtlinien des Herstellers für Vollkeramikronen mit feinkörnigen Diamantschleifern unter Anlegen eines 2 mm hohen zirkulären Dentinferrules. Ein ferrule von 2 mm Höhe erhöht im Vergleich mit 1 mm und 1,5 mm die maximale Belastbarkeit aller eingesetzten Aufbaustiftsysteme (Quarz-, Glasfaser, Glasfaser mit Zirkonoxid, Zirkonoxid) (Akkayan 2004). Selbst bei stark aufgeweiteten koronalen Dentinarealen bewirkt ein 2 mm hoher ferrule signifikante Steigerungen der maximalen Belastbarkeit (Naumann et al. 2006). Tan et al. bestätigen diese Ergebnisse für obere mittlere Frontzähne (Tan et al. 2005).

Die Präparationsgrenze wurde vestibulär und palatinal im Schmelz erzeugt und mesial sowie distal ins Dentin gelegt. Durch diese Vorgehensweise ließ sich eine sichere Adhäsion am Schmelz erzeugen.

### 6.10 Herstellen der Kronen

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete leuzitverstärkte Glaskeramik <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2 liefert als Standardvergleichsmaterial besonders im hochästhetischen Frontzahnbereich zufriedenstellende klinische Ergebnisse (Toksavul und Toman 2007, Attia und Kern 2004). Der hohe Lithiumdisilikatanteil (SiO<sub>2</sub>) verleiht ihr gute mechanische Eigenschaften und die Herstellung im Pressverfahren ist ähnlich unkompliziert, wie die von Metallverblendkronen.

Die Herstellung der Vollkeramikronen erfolgte erneut unter Zuhilfenahme der Vorabformungen, um den gleichmäßigen Substanzabtrag durch die Präparation wieder mit Kronenmaterial ergänzen zu können. Dieses Vorgehen diente der originalgetreuen Wiederherstellung der Ausgangszahnkrone, um eine möglichst geringe Streuung der Belastungswerte zu erzielen. Die geforderten Materialstärken der Keramik wurden vor der Kronenzementierung mit einem digitalen Schnelltester überprüft. Die Gestaltung der Vollkeramikronen war auf die Herstellerangaben und den vorangegangenen Substanzabtrag während der Präparation abgestimmt.

Die Wachsmodellation erfolgte durch den Promovenden und einen Zahntechniker, jedoch wurden daraus resultierende Fertigungsunterschiede durch die Verwendung

der Vorabformungen minimiert. Auch die Anstiftung sowie die Einbettung mussten aus zeitlichen Gründen durch zwei Zahntechniker erfolgen, was in Ergebnisunterschieden resultieren kann, da unterschiedliche Herstellungstechniken von Vollkeramikronen einen Einfluss auf deren Langlebigkeit haben (Attia und Kern 2004). Auch im Bezug auf die maximale Belastbarkeit ergaben sich bei der Anfertigung in zwei unterschiedlichen Laboren signifikante Unterschiede aufgrund fertigungsbedingter Porositäten (Chen et al. 1999). Hinsichtlich der internen Passung der Restaurationen berichteten Addi et al. kontrovers, dass selbst der Vergleich zweier verschiedener Fertigungsarten, der von CAD / CAM-Inlays (Decim AB, Skelleftea, Schweden) und gepressten Keramikinlays (Empress<sup>®</sup>, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), nur unbedeutende Unterschiede aufwies (Addi et al. 2002).

Durch die Wiederherstellung der ursprünglichen Kronenform erhält man zwar naturgetreue Belastungsverhältnisse, aber daraus resultierend auch unterschiedliche Hebelverhältnisse der Probekörper. Die sich ergebenden Wertstreuungen der maximalen Belastbarkeit wurden aber durch die vorangegangene Randomisierung homogen über alle Gruppen verteilt.

### 6.11 Kronen-Befestigungszement

Die Wahl des geeigneten Befestigungszementes ist von Bedeutung, da Fehler vollkeramischer Restaurationssysteme ihren Ursprung in vivo an der Oberfläche ihres Befestigungszementes nehmen. Dadurch wird die Innenseite der Restauration zum Ort der höchsten Zugbeanspruchung und sich addierender Schäden während der klinischen Belastung (Kelly et al. 1995).

Als Befestigungszement aller Vollkeramikronen fungierte das selbstadhäsive dualhärtende BKM Unicem (Naumann et al. 2006, Piwowarczyk und Lauer 2003, Kumbuloglu et al. 2004, Burke et al. 2006, Abo-Hamar et al. 2005).

An nicht vorbehandelten Zirkonoxidkronen (Lava<sup>®</sup>) erzielte Unicem mit die höchsten Haftfestigkeitswerte (Ernst et al. 2005). Auch bei der Zementierung der CAD / CAM-Feldspat-Keramik Vitablocs<sup>®</sup> Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) scheint das Unterlassen der Konditionierung bei Verwendung des BKM Unicem im Sinne der Simplifizierung des Zementiervorganges möglich, da lediglich in der nicht vorkonditionierten Gruppe alle Keramikprobenkörper die Kausimulation überlebten (Reich et al. 2005).

Da die Konditionierung der Kronen folglich keinen Vorteil zu bringen scheint, wurde sie in der vorliegenden Untersuchung unterlassen.

Die Verwendung des Unicem-Kapselsystems bewirkte dabei optimale Anmischverhältnisse. Wenn mit KM aufgebaute Zähne mit adhäsiv zementierten (RelyX™ ARC, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) Vollkeramikkronen versorgt wurden (ohne zyklische Belastung = 929,1 N / mit zyklischer Belastung = 752,7 N) resultierte dies im Vergleich mit der konventionellen Zementierung (GIZ = 923,6 N / 721,1 N, ZPZ = 772,3 N / 571,5 N) in einer Steigerung der maximalen Belastbarkeit (Attia et al. 2006). Browning et al. versorgten 30 präparierte Zähne mit Kronen und unterschiedlichen Befestigungszementen. BKM (Abzugskraft = 9,4 MPa) erwiesen sich als signifikant hafter als GIZ (5,0 MPa) und diese sind wiederum signifikant hafter als ZPZ (3,1 MPa) (Browning et al. 2002). Unicem zeigte im Anschluss an die Kronenzementierung die geringste Randundichtigkeit sowohl am Schmelz, als auch am Dentin (Piwowarczyk et al. 2005). Dadurch wird die Penetration von Flüssigkeiten, Mikroorganismen und den von ihnen produzierten Toxinen minimiert, was in verbesserten Haftverbundfestigkeiten sowie verminderter Sekundärkariesentstehung und Wasserabsorption resultiert.

#### 6.12 Zementiervorgang

Die Kronenversorgung EBZ ohne Aufbaustiftversorgung ist notwendig, da EBZ ohne Kronenversorgung nach einem Jahr Erfolgsraten von 96 %, nach zwei Jahren von 88 % und lediglich 36 % nach fünf Jahren aufwiesen (Nagasiri und Chitmongkolsuk 2005). Je größer dabei das verbliebene Zahnhartsubstanzareal war, desto größer war auch die Langzeitüberlebensrate. Retrospektiv über zehn Jahre betrachtet versagten sie sechs mal häufiger, als EBZ mit anschließender Kronenversorgung (Cheung 2005). In vivo wiesen 526 mit GFRC-Aufbaustiften und Vollkeramikkronen versorgte obere mittlere Schneidezähne über einen Beobachtungszeitraum von bis zu acht Jahren Überlebensraten von 98,5 % auf (Signore et al. 2009).

<sup>IPS</sup>Empress® 2-Kronen zeigten nach 58 monatiger Beobachtungszeit eine Erfolgsrate von 95,4 % (Toksavul und Toman 2007). Adhäsiv befestigte <sup>IPS</sup>Empress® 2-Keramik-Kronen wiesen außerdem eine geringere Randundichtigkeit auf als konventionell befestigte (Toman et al. 2007) (Auswirkungen siehe Kapitel Kronenbefestigungszement).

Alle IPS<sup>®</sup>Empress<sup>®</sup> 2-Vollkeramikronen der vorliegenden Untersuchung wurden mit dem selbstadhäsiven BKM Unicem inseriert. Unicem besitzt im Vergleich mit konventionellen BKM die größte Härte (Vickers HV = 44) und Druckfestigkeit (145 MPa), aber auch den geringsten Konversionsgrad (56 % nach Dualhärtung, 26 % bei rein chemisch initiiertem Polymerisation) (Kumbuloglu et al. 2004). Aus diesem Grund wurden die Vollkeramikronen von allen Seiten her photopolymerisiert, was verglichen mit der rein chemischen Initiation, in der bestmöglichen Kombination mechanischer und physikalischer Eigenschaften resultiert (Attar et al. 2003).

Burke et al. evaluierten die maximale Belastbarkeit von mit selbstadhäsiven BKM an das Dentin gebundenen Vollkeramikronen (Burke et al. 2006). Im Vergleich zur vorliegenden Studie wurde die Kroneninnenseite angeätzt. Die maximale Belastbarkeit betrug 890 N für Unicem und 760 N für Mirage<sup>™</sup> (Tanaka Dental, Friedrichsdorf, Deutschland). Die Mirage<sup>™</sup>-Gruppe offenbarte darüber hinaus schlimmere Frakturen als die einheitlicheren Ergebnisse der Unicem-Gruppe. Die maximale Belastbarkeit der selbstadhäsiven BKM war dabei gleich dem der konventionellen BKM und fiel somit klinisch zufriedenstellend aus.

Die Dentinhaftung von Unicem liegt mit 10,8 MPa niedriger als die von Variolink II<sup>®</sup> (15,1 MPa), ist aber den anderen untersuchten Zementen mit 4,1 - 10,5 MPa ähnlich. Seine Schmelzhaftung ist jedoch signifikant geringer (14,5 MPa) als die von Variolink II<sup>®</sup> (32,8 MPa) und nimmt nach zusätzlichem Thermocycling (TML) signifikant weiter ab (Abo-Hamar et al. 2005). Aus diesem Grund ist die Zementierung mit Unicem in Bereichen zu empfehlen, in denen wenig Schmelz vorhanden ist. Auch wenn die Haftung von Unicem zum Dentin geringer ist, als die konventioneller BKM, so ist sie weniger empfindlich gegenüber veränderten Anwendungsbedingungen und der maschinellen Alterung (Holderegger et al. 2008). Auch im Vergleich mit Panavia<sup>™</sup> F besitzt Unicem eine signifikant geringere Schmelzhaftung, aber eine vergleichbare Haftung am Dentin (De Munck et al. 2004). Die Schmelzätzung vor der Applikation verleiht Unicem auch bei der Schmelzhaftung gleiche Werte, wirkt sich aber durch inadäquate Kollagenetzwerkinfiltration nachteilig auf die Dentinhaftung aus. Unicem interagiert also nur oberflächlich mit den Zahnhartsubstanzen. Die Applikation mit höherem Druck sichert folglich eine engere Beziehung des hochviskosen Zements zur Kavitätenwand, woraus größere Haftwerte resultieren (Goracci et al. 2006). Aus diesem Grund wurden die Kronen der



vorliegenden Studie mit erhöhtem Fingerdruck auf dem Zahn positioniert und während der anschließenden Photopolymerisation fixiert.

## 6.13 Testverfahren

### 6.13.1 Kausimulation

Scherbelastungen und der vorwiegend horizontale Kraftangriff im Frontzahnbereich sind ein wichtiger Faktor für die Langzeithaltbarkeit EBZ und deren Widerstand gegenüber Ermüdungseinflüssen durch zyklische Belastungen während der Mastikation (Cohen et al. 2000a). Um diesen Faktor in die Untersuchungen mit einzubeziehen und nicht die rein lineare Belastung zu messen, wurde die Mehrzahl der Proben der Kausimulation (Krejci et al. 1990) unterzogen. Diese beschreibt eine simultane computergesteuerte mechanische Wechselbelastung in Kombination mit einer Temperaturwechselbadbelastung. Mit Hilfe des Kausimulators, einem pneumatischen System mit zehn Probenkammern mit kontrollierter Kraft- und Temperaturapplikation, lässt sich die Tragedauer von Restaurationen in der Mundhöhle simulieren. Die Gesamtdauer der TML (thermozyklisch-mechanische Belastung) betrug für jeden Zahn 8,3 Tage. Dynamische Belastungstests kommen der klinischen Belastung näher. Jedoch sollte eine realistische Testmethode auch die in vivo auftretenden Versagensmuster aufweisen, um eine Übertragbarkeit der erhaltenen Ergebnisse auf das klinische Verhalten der Testkörper zuzulassen. In vivo wirken allerdings auch Effekte wie wechselnde Belastungsrichtungen oder Bruxismus auf die Konstruktionen (Naumann et al. 2005a).

#### 6.13.1.1 Mechanische Wechselbelastung

Die Restaurationen wurden einer okklusalen Belastung von  $1,2 \times 10^6$  Kauzyklen mit einer Frequenz von 1,66 Hz und einem Druck von 50 N ausgesetzt (Krejci et al. 1994). Der Ansatzpunkt der Kraft entsprach der physiologischen eugnathen Interkuspitationsposition oberer Frontzähne. Die gewählte Zyklenanzahl und Belastung liefert eine zuverlässige Prognose über wahrscheinliche klinische Versagensmuster vollkeramischer Restaurationen (Rosentritt et al. 2008). Die Kraftapplikation stellt eine etablierte In-vitro-Testmethode dar (Krejci et al. 1990), die der realen Belastung innerhalb der Mundhöhle entspricht (Stappert et al. 2007).

#### 6.13.1.2 Temperaturwechselbelastung

Restaurationen unterliegen im Munde des Patienten ständigen Temperaturschwankungen (Palmer et al. 1992). Die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz, Keramik und Befestigungszement führen zu Spannungen zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz mit Auswirkung auf die Randqualität (De Jager et al. 2005). Um diesen Prozess in vitro nachzuvollziehen, hat sich die Methode der Temperaturwechselbelastung bewährt. Nach 2000 Zyklen haben sich die Auswirkungen auf die Randqualität mit großer Wahrscheinlichkeit manifestiert (Crim et al. 1985). Als Folge der thermischen Wechselbelastung unterliegen die einzelnen Materialien mit ihren unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten Dimensionsveränderungen. Dadurch wird Stress an den jeweiligen Grenzflächen generiert, der zur Bildung von Randspalten führen kann.

#### 6.13.2 Lineare Belastung

Im Anschluss an die Kausimulation wurden alle Probenkörper der linearen Belastungstestung in der Universalprüfmaschine Zwick 1446 unterzogen. Werden Materialvergleiche zur Rekonstruktion EBZ durchgeführt, wird diese In-vitro-Belastungsmethode zur Evaluation der maximalen Belastbarkeit wegen des geringen Zeitaufwandes und der niedrigen benötigten Kosten häufig angewendet (Naumann et al. 2005b). Diese Versuchsanordnung simuliert die klinische Belastung während der Mastikation jedoch nur sehr eingeschränkt, lässt keine Rückschlüsse auf das Ermüdungsverhalten und die Alterung zu und ist nicht in der Lage, die klinisch beobachteten Versagensmuster vollkeramischer Versorgungen nachzuahmen (Kelly 1999). Somit simuliert die lineare Belastung lediglich den statischen Anteil der klinischen Belastungssituationen und lässt die dynamischen Faktoren unberücksichtigt.

Stark variierende Testbedingungen können in heterogenen und sich widersprechenden Belastungsergebnissen resultieren, die unter Umständen nicht miteinander vergleichbar sind (Naumann et al. 2005b).

Durch die Kombination von Kausimulation, thermischer Wechselbelastung und anschließender linearer Belastung lassen sich jedoch klinisch relevante und sichere Prognosen über das zu erwartende Langzeitverhalten der Werkstoffe treffen.

Die Kraftapplikation erfolgte im vorliegenden Fall von inzisal zur Simulation der Abbisssituation als worst-case-scenario eines Kraftangriffs, das einem oberen mittleren Schneidezahn widerfahren kann (Cormier et al. 2001).

## 6.14 Quantitative Auswertung

### 6.14.1 Einfluss des Aufbaukompositmaterials auf die maximale Belastbarkeit

Als Aufbau-KM wurden das chemisch initiiert polymerisierende Standardvergleichsmaterial Clearfil™ Core (Gruppe 1) (Naumann et al. 2005b, 2006, 2008, Bitter et al. 2006a, Bolhuis et al. 2006) sowie das dualhärtende Standardvergleichsmaterial LuxaCore®-Automix Dual (Gruppe 3) verwendet (Naumann et al. 2008, Hannig et al. 2005, Giachetti et al. 2003). Eine weitere Gruppe wurde experimentell mit dem selbstadhäsiven dualhärtenden BKM Unicem (Gruppe 2) versorgt, um zu testen, ob es über seine Indikation als BKM hinaus auch als Aufbau-KM Verwendung finden kann.

Die Medianwerte der drei untersuchten Aufbau-KM variierten von 166 N (Unicem) über 241 N (LuxaCore®) bis hin zu 295 N (Clearfil™ Core). Lediglich die Unterschiede zwischen Gruppe 1 (Clearfil™ Core) und 3 (LuxaCore®) waren signifikant.

Bezüglich der maximalen Belastbarkeit existieren für Aufbauten aus Unicem und LuxaCore®-Automix Dual keine vergleichenden Studienkonzepte und Ergebnisse.

In der In-vitro-Studie von Naumann et al. wurde ein ähnliches Studienkonzept angewandt wie in der vorliegenden Untersuchung (Naumann et al. 2006). Hierbei wurden die GFRC-Stifte (Schütz Dental) im Anschluss an die endodontische Behandlung der Probenzähne mit Unicem zementiert und diese dann mit Clearfil™ Core-Aufbauten versehen. Anschließend wurden sie unter Generierung eines 2 mm breiten ferrules präpariert und final mit Vollkeramikronen versehen. Nachdem sie der Kausimulation unterzogen wurden, wurden die Zähne linear bis zum Bruch belastet, was in einer maximalen Belastbarkeit von 488 N resultierte.

In vivo zeigten mit GFRC-Stiften (Luscent Anchors®, Dentatus, Schweden und FibreKor™, Jeneric Pentron, USA) versorgte und mit Clearfil™ Core aufgebaute Zähne nach 12 Monaten eine Überlebensrate von 96,2 % und nach 24 Monaten von 87,2 % (Naumann et al. 2005a).

In der vorliegenden Untersuchung überstanden alle mit Clearfil™ Core versorgten Zähne im Vergleich mit den beiden anderen Gruppen die Kausimulation. Die hohe

maximale Belastbarkeit und die Kausimulationsüberlebensrate der mit Clearfil™ Core versorgten Zähne von 100 % lassen sich mit dem hohen Füllstoffgehalt von 83 Gew-% erklären. Die beiden Vergleichsmaterialien besitzen mit 72 Gew-% einen deutlich geringeren Füllstoffgehalt, was einen negativen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften hat (Janda 1990). Die Streuung der Gruppen 1 und 3 lässt sich als vergleichbar bezeichnen.

Auch die In-vitro-Studie von Naumann et al. belegt der Kombination des BKM Unicem zur adhäsiven Befestigung von GFRC-Aufbaustiften mit dem Aufbau-KM Clearfil™ Core als Einziger eine Kausimulationsüberlebensrate von 100 % (Naumann et al. 2008). Dabei lag die maximale Belastbarkeit (Medianwert = 295 N) signifikant höher, als die der anderen BKM- / Aufbau-KM-Kombinationen (Unicem / LuxaCore®-Automix Dual = 241 N, LuxaCore®-Automix Dual / Clearfil™ Core = 201 N).

#### 6.14.1.1 Verwendung von RelyX™ Unicem als Aufbaukomposit

Mit einer maximalen Belastbarkeit von 166 N zeigten die mit Unicem-Aufbauten versorgten Zähne (Gruppe 2) von allen drei miteinander verglichenen KM-Aufbauten den geringsten Medianwert.  $F_{\max}$  [N] von LuxaCore® lag bei 241 N und von Clearfil™ Core sogar bei 295 N. Jedoch waren lediglich die Unterschiede zwischen Gruppe 1 (Clearfil™ Core) und Gruppe 3 (LuxaCore®) statistisch signifikant. Zwei der vier ausgefallenen Probekörper versagten jedoch bereits relativ früh während der Kausimulation (nach 21843 und 318050 Zyklen). Vergleicht man Unicem diesbezüglich mit den anderen Aufbau-KM, fällt auf, dass bei Clearfil™ Core-Aufbauten mit keinem Versager und in der Gruppe der LuxaCore®-Aufbauten mit drei Ausfällen weniger Versager zu registrieren waren. Allerdings waren alle mit Unicem versorgten Proben, wie auch die der beiden Vergleichsgruppen (Clearfil™ Core und LuxaCore®), nach dem Versagen wiederversorgbar. Die Unicem-Gruppe zeigte mit Werten von 0 N bis 726,1 N die größte Streuung der drei miteinander verglichenen Aufbau-KM. Diese Ergebnisse sprechen nicht für die standardmäßige Verwendung von Unicem als Aufbau-KM.

6.14.2 Einfluss des Glasfaser-Aufbaustiftsystems auf die maximale Belastbarkeit  
Über die beiden in der vorliegenden Studie verwendeten GFRC-Aufbaustiftsysteme existieren in der Literatur keine Studien, die sich mit deren direktem Vergleich beschäftigen. Die GFRC-Aufbaustifte der Firma Schütz Dental (Gruppe 3) wurden jedoch bereits in einigen Studien als Standardvergleichsmaterialien untersucht (Naumann et al. 2006, 2007, 2008). Verglichen wurden sie mit LuxaPost<sup>®</sup>-GFRC-Aufbaustiften (Gruppe 9). Beide GFRC-Aufbaustiftsysteme wurden mit dem BKM Unicem zementiert. Die Systemkombination LuxaPost<sup>®</sup> / LuxaCore<sup>®</sup> (Gruppe 10) diente dem Vergleich der beiden BKM (Unicem / LuxaCore) hinsichtlich  $F_{\max}$  [N].

Eine Schwächung der faserverstärkten KM-Aufbaustifte durch die Wasserlagerung wurde durch das Anfertigen der KM-Aufbauten im direkten Anschluss an die Aufbaustiftzementierung verhindert (Mannocci et al. 2001).

Die Untersuchung zum Einfluss des GFRC-Stiftsystems ergab mit 600 N höhere  $F_{\max}$ -Medianwerte für die GFRC-Stifte der Gruppe 9 (LuxaPost<sup>®</sup>) als für die der Gruppe 3 (Schütz Dental) mit 241 N.

In-vitro-Studien von Naumann et al. belegen denselben Materialkombinationen, die in der vorliegenden Studie verwendet wurden,  $F_{\max}$ -Medianwerte von 488 N, 502 N, bzw. 295 N (Naumann et al. 2006, 2007, 2008).

In der vorliegenden Studie versagten drei der Schütz Dental-Aufbaustifte und vier LuxaPost<sup>®</sup>-Aufbaustifte während der Kausimulation.

Die Ursache dafür könnte in der unterlassenen Verwendung des systemzugehörigen Silans liegen. Prinzipiell wird jedoch von einigen Autoren die Meinung vertreten, dass die Oberflächenvorbehandlung von GFRC-Stiften wirkungslos ist (Bitter et al. 2006b, Wrbas et al. 2007). Außerdem waren unter den Versagern keinerlei Retentionsverluste der Aufbaustifte zu erkennen, sondern vorwiegend Fehler der Vollkeramikkrone und zervikale Wurzelfrakturen, was ebenfalls dagegen spricht, dass die unterlassene Silanisierung für die Versager verantwortlich ist.

Im theoretischen Berechnungsmodell (Finite Elemente Analyse) bewirkte eine Steigerung des Aufbaustiftdurchmessers eine Verminderung des maximalen Stresses zylindrischer und konischer Stift. Der Einfluss der Aufbaustiftlänge erwies sich dabei als geringer als der des Stiftdurchmessers und der Konizität. Der konische Aufbaustift duldet geringfügig höhere Zugfestigkeiten und niedrigere Scherfestigkeiten als der zylindrische Stift (Davy et al. 1981).

Mit zunehmendem Stiftdurchmesser steigen in der Regel auch die maximale Belastbarkeit und die Biegefestigkeit an (Lassila et al. 2004). Im vorliegenden Fall weisen die LuxaPost<sup>®</sup>-Aufbaustifte einen Durchmesser von 1,375 mm auf, während die GFRC-Stifte (Schütz Dental) 1,4 mm messen. Auch diese Aussage widerspricht den gewonnenen Ergebnissen.

Konische Stifte zeigten im pull-out-Test geringere Haftverbundfestigkeitswerte als parallel konstruierte. Die im Anschluss durchgeführten mikroskopischen Untersuchungen zeigten, dass an den parallelen Faserstiften mehr BKM haftete. Alle Aufbaustifte zeigten plastisches Verhalten, wobei diejenigen mit stärkerem Konus am Apex der Stifte steifer reagierten (Teixeira et al. 2006). Darüber hinaus kreieren konische Stifte Keilstress in der Wurzel (Mendoza et al. 1997). Die Tatsache, dass der GFRC-Stift der Firma Schütz Dental eine zylindrokonische Geometrie und damit im Vergleich zum konischen LuxaPost<sup>®</sup> eine vergrößerte Oberfläche besitzt, die dem Wurzelkanalentin eine gesteigerte Haftfläche bietet, deckt sich ebenfalls nicht mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Proben der Gruppe 10 mit den LuxaPost<sup>®</sup>-Aufbaustiften mit dem dafür vorgesehenen BKM LuxaCore<sup>®</sup> befestigt und anschließend wurde ein LuxaCore<sup>®</sup>-Aufbau angefertigt. Vergleicht man die gewonnenen Ergebnisse mit denen der Gruppe 9, in welcher die LuxaPost<sup>®</sup>-Stifte mit Unicem eingesetzt wurden, fällt auf, dass Letztere mit 78 N einen deutlich geringeren Medianwert aufweisen. Die Streuung der Werte der Gruppe 10 erwies sich im Vergleich mit den anderen untersuchten Gruppen als moderat. Dieses Ergebnis spricht mit den vorab genannten Resultaten dafür, dass der Effekt der unterschiedlichen GFRC-Stiftsysteme im vorliegenden Fall weniger entscheidend für die Größe der maximalen Belastbarkeit war, als vielmehr die Wahl des geeigneten Befestigungszementes. Dabei bewirkte das selbstadhäsive BKM Unicem höhere maximale Belastbarkeiten als das BKM LuxaCore<sup>®</sup>, wobei sich die Kombination von LuxaPost<sup>®</sup> und Unicem als überlegen herauskristallisiert hat. Die Probenkörper der Gruppe 9 zeigten jedoch mit Werten von 0 N bis 746,7 N eine größere Streuung als die der Gruppen 3 und 10.

### 6.14.3 Einfluss des Aufbaustift-Befestigungszementes auf die maximale Belastbarkeit

Ein Ziel der vorliegenden Studie war festzustellen, ob die adhäsive Zementierung faserverstärkter KM-Aufbaustifte gegenüber der konventionellen Zementierung in gesteigerten maximalen Belastbarkeiten der Zähne resultiert. Dazu wurde die konventionelle Aufbaustiftzementierung mittels ZPZ (Harvard) (Gruppe 7) mit der zweier Standardvergleichs-BKM mit unterschiedlicher Abbindeinitiation verglichen (die dualhärtende Kombination von LuxaCore<sup>®</sup>-Automix Dual mit seinem Adhäsivsystem LuxaBond<sup>®</sup> (Gruppe 8) sowie das selbstadhäsive dualhärtende BKM Unicem (Gruppe 1)) (Literatur siehe Kapitel Aufbaustift-Befestigungszemente).

LuxaCore<sup>®</sup>-Automix Dual wurde in vielen Studien untersucht und ist sowohl für die Aufbaustiftzementierung, als auch für die Verwendung als Aufbaumaterial geeignet (Betke et al. 2005, Dieng Sarr et al. 2006, Leevailoj et al. 2007).

Auch Unicem hält als selbstadhäsives BKM (de Durao et al. 2007, Piwowarczyk und Lauer 2003) in zahlreichen Studien dem Vergleich mit langjährig etablierten BKM (Panavia<sup>™</sup> F, Clearfil<sup>™</sup> Core und Variolink II<sup>®</sup>) stand.

Im Vergleich dazu wurden die faserverstärkten KM-Aufbaustifte der Gruppe 7 mit dem konventionellen ZPZ befestigt. Dabei diente ein Lentulo der Erzeugung einer gleichmäßigen, blasenfreien Zementschicht innerhalb des Wurzelkanals. Im Vergleich mit BKM besitzen ZPZ signifikant geringere Druck- und Biegefestigkeiten (Piwowarczyk und Lauer 2003). Darüber hinaus sind BKM signifikant hafter als ZPZ (Rosin et al. 2000, Balbosh et al. 2005). Die Aufbaustiftbefestigung mit BKM bewirkt im Vergleich zur konventionellen Befestigung einen wurzelverstärkenden Effekt, da ihre maximale Belastbarkeit nach adhäsiver Befestigung signifikant höher liegt (Mendoza et al. 1997).

In der vorliegenden Studie lag der ermittelte Medianwert der maximalen Belastbarkeit des BKM Unicem (Gruppe 1) mit 295 N signifikant höher, als der des BKM LuxaCore<sup>®</sup> mit 201 N (Gruppe 8). Der konventionelle ZPZ (Gruppe 7) erreichte einen Medianwert von 0 N. Der Unterschied zwischen dem BKM Unicem und dem ZPZ war ebenfalls statistisch signifikant. Der Vergleich des BKM LuxaCore<sup>®</sup> mit dem konventionellen ZPZ ergab keinen signifikanten Unterschied. Die Streuung der Probenkörper der Gruppe 1 war mit Werten von 208,5 N bis 444,9 N am geringsten. Außerdem überdauerten die mit Unicem befestigten GFRC-Stifte im Gegensatz zu den mit den beiden anderen Befestigungszementen inserierten Aufbaustiften alle die

Kausimulation. LuxaCore® offenbarte diesbezüglich zwei Versager. In der mit ZPZ befestigten Gruppe fielen sechs der zehn Probenkörper bereits während der Kausimulation aus. Drei Probenkörper erlitten Zahnfrakturen, während einer aufgrund falscher Belastungseinstellung während der linearen Belastung scheiterte. Die hundert-, bzw. achtzigprozentige Kausimulationsüberlebensrate der BKM Unicem und LuxaCore® spricht im Vergleich mit den lediglich 40 % der konventionell befestigten Aufbaustifte (ZPZ) für eine größere klinische Überlebenswahrscheinlichkeit des adhäsiven Verbundes, da die Kausimulation den tatsächlichen oralen Bedingungen näher kommt, als die einfache lineare Belastung bis zum Versagen. Diese Feststellung spricht für die Möglichkeit der Generierung eines adhäsiven Verbundes auch innerhalb des Wurzelkanals und damit für den Einsatz von BKM zur adhäsiven Befestigung von GFRC-Stiften.

In der In-vitro-Studie von Naumann et al. zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den maximalen Belastbarkeiten der adhäsiven (Unicem, LuxaCore®-Automix Dual) und der konventionellen nicht-adhäsiven Befestigung (ZPZ) von GFRC-Aufbaustiften (Naumann et al. 2008). Dabei konnte die konventionelle Zementierung den simulierten Kaukräften nicht zuverlässig standhalten. Von den 30 adhäsiv inserierten GFRC-Stiften scheiterten fünf bereits unter der Kausimulation, während von zehn konventionell zementierten allein sechs versagten. Die Kombination des BKM Unicem und des Aufbau-KM Clearfil™ Core zeigte wie in der vorliegenden Studie diesbezüglich keinen Ausfall.

Auch Hagge et al. beschäftigten sich mit der Frage der grundsätzlichen Möglichkeit der Adhäsion im Wurzelkanal und fanden im pull-out-Test an 96 einwurzeligen Zähnen heraus, dass der Adhäsivverbund (Panavia™ 21) im Vergleich zur konventionellen Aufbaustiftzementierung (Fleck`s und Ketac™ Cem) signifikant dichter war (Saunders und Saunders 1994) und signifikant höhere Haftverbundfestigkeitswerte (Panavia™ 21 nicht-obturierter Wurzelkanal: benötigte Abzugskraft = 61,81 kg, obturiert = 43,15 kg) aufwies als bei konventioneller Zementierung mit ZPZ (25,07 kg) (Hagge et al. 2002a). Allerdings wiesen 14 von 16 mit Panavia™ inserierten Aufbaustiften ein Haftversagen an der Wurzel-KM-Grenzfläche auf. Dabei könnte unreaktiertes Eugenol des Sealers die Polymerisation beeinträchtigt haben, da in der Gruppe, in der die Stifte mit Panavia™ 21 in nicht-obturierte Wurzelkanäle inseriert wurden, die Kohäsion zwischen Zahn und BKM nur in zwei Fällen ursächlich für ein Versagen war. Es ist folglich bei der Kanalpräparation darauf zu achten, dass



die durch die Obturation erzeugte Sealerschicht für optimale Bondingverhältnisse abgetragen wird, um die Ergebnisstreuungen möglichst gering zu halten. Auch diese Forderung wurde in der vorliegenden Untersuchung berücksichtigt.

BKM besitzen im Vergleich zu konventionellen Zementen bessere mechanische Eigenschaften, zeigen signifikant gesteigerte Haftverbundfestigkeiten (Nissan et al. 2001) und können die Belastbarkeit überliegender keramischer Materialien steigern (Attar et al. 2003). Die durch Frakturen oder kariöse Zerstörung geschwächte Zahnhartsubstanz wird durch die hinzukommende Aufbaustiftbettpräparation weiter beeinträchtigt. Durch die adhäsive Befestigung von Aufbaustiften im Wurzelkanal lässt sich die Zahnhartsubstanz intern stabilisieren (Mendoza et al. 1997).

In vivo offenbaren Aufbaustift-retinierte-Restorationen ihre kritische Stelle an der Wurzel-Stift-Aufbau-Interaktionsfläche (Monticelli et al. 2003). Dabei scheitert der adhäsive Stift-Stumpf-Aufbau hauptsächlich am Haftverbund zwischen dem Dentin und dem BKM sowie zwischen dem BKM und dem GFRC-Aufbaustift (Nagase et al. 2005). Der Haftverbund ist im Wurzelkanal schwierig zu realisieren, da sich die Penetration der Konditionierungs- und Adhäsivsysteme sowie die Feuchtigkeit in apikalen Dentinbereichen schwierig steuern und beurteilen lassen.

Diese Tatsache wird in der vorliegenden Untersuchung beim Vergleich der beiden getesteten BKM deutlich, da die signifikant größere maximale Belastbarkeit der mit Unicem befestigten GFRC-Stifte Ausdruck einer höheren Haftverbundfestigkeit zu sein scheint. Selbst im Vergleich mit den langjährig etablierten BKM Panavia™ F, Clearfil™ Core und Variolink II® weist Unicem signifikant höhere Haftverbundfestigkeitswerte zum Wurzelkanaldentin auf (Bitter et al. 2006b). Die Selbstadhäsion von Unicem verhindert durch die Unabhängigkeit von Adhäsivsystemen und der Photopolymerisation die variierenden Einflüsse des im Wurzelkanal erschwerten Adhäsionsvorgangs des dualhärtenden BKM LuxaCore® und ermöglicht dadurch eine sichere Adhäsion in allen Bereichen des Wurzelkanalsystems, was im Ergebnis zu höheren maximalen Belastbarkeiten führt. Dabei ermöglichen die speziell für die Aufbaustiftbefestigung angefertigten, flexiblen und wurzelkanalgeformten Applikationshilfen (Elongation Tip, Intraoral Tip) eine optimale Anwendung im schlecht zugänglichen Wurzelkanal. In Kombination mit Unicem lässt sich mit ihrer Hilfe eine signifikant homogenere Benetzung der Wurzelkanalwände, eine homogenere Zementgrenzfläche und eine gleichmäßigere Benetzung der Aufbaustifte erzeugen (Watzke et al. 2008). Diese Einfüllhilfen sind für die viskösen Materialien Unicem und

LuxaCore® besonders wichtig, da sie nicht so leicht in apikale Bereiche fließen können, wie niedrig visköse BKM. Im Fall von LuxaCore® scheint sich auch die höhere Viskosität negativ auf die maximale Belastbarkeit auszuwirken. Diese Schlussfolgerung muss jedoch im Zusammenhang gesehen werden mit Ungleichmäßigkeiten der Zementfuge, Blasenbildungen und anderen Effekten, die die Haftverbundfestigkeit der Zemente beeinflussen. Die einfachere, zeitsparende Applikation sowie die größere Zuverlässigkeit der selbstadhäsiven BKM, wie etwa Unicem, kann die Haftung faserverstärkter Aufbaustifte im Wurzelkanal verstärken (Bateman et al. 2005).

#### 6.14.4 Einfluss des Restaurationsgrades auf die maximale Belastbarkeit

Bis auf die Studie von Cormier et al. existiert keine Untersuchung, die den Einfluss der verschiedenen Restaurationsstufen auf die maximale Belastbarkeit evaluiert (Cormier et al. 2001). Die Funktion eines Aufbaustiftes wird heutzutage darin gesehen, dem Aufbaumaterial die nötige Retention zu bieten. Der Aufbau dient der Rekonstruktion der zerstörten Zahnkrone, um der im darauffolgenden Fertigungsschritt hergestellten Krone im ferrule design einen möglichst großen Halt zu ermöglichen.

Das von Cormier et al. verwendete Studiendesign entspricht größtenteils dem der vorliegenden Untersuchung. Sie verglichen in ihrer In-vitro-Untersuchung die maximale Belastbarkeit und den Fehlermodus verschiedener konventioneller Aufbaustiftsysteme in unterschiedlichen Restaurationsstadien miteinander. Im Unterschied zur vorliegenden Studie wurden die Probenkörper vor der linearen Belastung jedoch nicht der Kausimulation unterzogen. Außerdem wurden keine oberen Frontzähne, sondern Prämolaren des Unterkiefers untersucht. Der ferrule betrug lediglich 1 mm. Für die faserverstärkten KM-Aufbaustifte ergaben sich zwischen den einzelnen Versorgungsstadien (1 = Zahn-Stift, 2 = Zahn-Stift-Aufbau, 3 = Zahn-Stift-Aufbau-Krone) statistisch signifikante Unterschiede. Der untersuchte GFRC-Aufbaustift (FibreKor™ Post) zeigte zwischen Stadium 1 und 2 mehr als eine Verdoppelung der maximalen Belastbarkeit und beim Vergleich des ersten mit dem dritten Stadiums eine Steigerung um 357 %. Die Versorgung eines endodontisch behandelten tieffraktureierten Zahnes mit einem adhäsiven Stiftaufbau und anschließender Kronenversorgung scheint sich heutzutage besonders wegen der günstigeren Fehlerquoten und -ausmaße als Standard zu etablieren, obwohl der

FibreKor™ Post in der Studie von Cormier et al. die signifikant geringste maximale Belastbarkeit zeigte (Cormier et al. 2001). Jedoch profitierte er am meisten von der finalen Überkronung, so dass sich seine anfänglich deutlich geringere maximale Belastbarkeit denen der konfektionierten oder gegossenen Metallstifte anglich, deren Steigerung der maximalen Belastbarkeit in den folgenden Versorgungsstadien geringer ausfiel. Die GFRC-Proben offenbarten im Anschluss an die maximale Belastung keinerlei Wurzelfrakturen. Außerdem ließen sich 28 der 30 faserverstärkten KM-Aufbaustifte im Gegensatz zu den Zirkonoxid-, Guss- und Titanstiften mit speziellen "removal kits" entfernen und standen anschließend für eine erneute Aufbaustiftversorgung bereit, während die zuletzt genannten mit katastrophalen Fehlern größtenteils irreparable Frakturmuster aufwiesen.

In der vorliegenden Studie wurde ebenfalls der Einfluss der verschiedenen Restaurationskomponenten auf die maximale Belastbarkeit untersucht. Die Zähne der Gruppe 6, die lediglich mit einem GFRC-Stift versorgt wurden, erzielten einen Medianwert von 73 N und zeigten mit maximalen Belastbarkeiten von 27,0 N bis 91,7 N die geringste Streuung. Die zusätzliche Anfertigung eines KM-Aufbaus resultierte mit 132 N in einer statistisch signifikant höheren maximalen Belastbarkeit. Auch die finale Versorgung des Zahnes mit einer IPS Empress® 2-Vollkeramikkrone (331 N) führte zu einer signifikant gesteigerten maximalen Belastbarkeit der Konstruktion. Insgesamt stieg die Belastbarkeit mit zunehmender Versorgung fast linear an. Die Überkronung des Zahnes mit dem gewählten Präparationsdesign (ferrule) stellte sich dabei als der entscheidende Aspekt im Hinblick auf die Stabilisierung des Gesamtkomplexes aus Zahn, Aufbaustift, Aufbau und Krone heraus.

#### 6.14.5 Einfluss der Kausimulation auf die maximale Belastbarkeit

Der Vergleich der Medianwerte der maximalen Belastbarkeit der Gruppen 3 (mit vorangegangener Kausimulation) (241 N) und 4 (ohne Kausimulation) (331 N) zeigte, dass die Werte ohne Kausimulation signifikant höher lagen. Während der Kausimulation fielen drei der zehn Probekörper durch Frakturen der Vollkeramikkrone vorzeitig aus, was auf eine strukturelle Schwächung des keramischen Materials durch Ermüdung hindeutet. Dadurch wird die Notwendigkeit der Kausimulation zur Simulation von in vivo auftretenden Ermüdungsphänomenen bestätigt.

### 6.15 Qualitative Auswertung

Die Kategorie C (zervikale Wurzelfraktur) stellte mit 38 % das häufigste Frakturmuster über alle Probenkörper dar. Zu 33 % ließen sich Fehler der Vollkeramikronen beobachten (Kategorien A1 und A2). Alle Aufbaustiftfrakturen (Kategorie F) ereigneten sich in der Gruppe, die lediglich mit einem Aufbaustift versorgt war (Gruppe 6). Dieses Ergebnis erklärt die Tatsache, dass die lineare Belastung dieser Probenkörper am Aufbaustift ansetzte. Ein Versuchskörper der Gruppe 7 scheiterte aufgrund falscher linearer Belastungseinstellung. Der Frakturkategorie D (mittlere Wurzelfraktur) unterlag lediglich einer der 100 Probenkörper der Gruppe 7, in der der Aufbaustift mit ZPZ befestigt wurde.

Der Vergleich der Befestigungszemente untereinander zeigte, dass sich in Gruppe 1 (BKM Unicem) mit 30 % hauptsächlich Fehler der Vollkeramikronen (Kategorien A1 und A2) ereigneten. Die Gruppe 8 (BKM LuxaCore<sup>®</sup>) zeigte mit 20 % am meisten zervikale Wurzelfrakturen (Kategorie C). Die mit dem konventionellen ZPZ versorgten Zähne (Gruppe 7) offenbarten zu 10 % Kronenfrakturen, zu 3,3 % Aufbaufrakturen, zu 6,7 % zervikale Wurzelfrakturen und den einzigen nicht wiederversorgbaren Ausfall (Kategorie D, mittlere Wurzelfraktur) der vorliegenden Untersuchung.

Der Vergleich der verschiedenen Versorgungsstufen untereinander ließ, wie zu erwarten war, alle in der Untersuchung registrierten Aufbaustiftfrakturen (Kategorie F) in der lediglich mit einem Aufbaustift versorgten Gruppe 6 erkennen, da diese wie bereits erklärt direkt am Aufbaustift belastet wurden. Die zusätzlich mit einem KM-Aufbau restaurierten Probenkörper (Gruppe 5) unterlagen zu 20 % Aufbaufrakturen (72,7 % der gesamten Aufbaufrakturen) (Kategorie B). Das finale Versorgungsstadium mit einer Vollkeramikkrone (Gruppe 4) ließ dahingegen keinerlei Aufbaufrakturen zu. Dieses Ergebnis lässt sich mit einer Protektion des Aufbaus durch die Anfertigung der Vollkeramikkrone im ferrule design erklären. Im letzten Fall ließen sich mit 22,5 % häufiger zervikale Wurzelfrakturen beobachten (Kategorie C).

Vergleicht man das finale Restaurationsstadium (Gruppe 4) mit den Probenkörpern, die darüber hinaus der Kausimulation unterzogen wurden (Gruppe 3), wirkte sich diese vorwiegend auf die Vollkeramikkrone (Kategorie A2 zu 25 %) aus. Ohne vorherige Kausimulation verursachte die lineare Belastung zu 45 % zervikale Wurzelfrakturen und zu 5 % Retentionsverluste der Vollkeramikkrone (Kategorie E).

In den Gruppen 1 und 2 ereigneten sich signifikant mehr Kronenversager, in den Gruppen 5 und 6 signifikant mehr Aufbau- und / oder Stiftversager und in den Gruppen 4 und 9 signifikant mehr Wurzelfrakturen als statistisch erwartet wurde.

99 % der Probenkörper erwiesen sich als erneut versorgbar. Lediglich ein Zahn der Gruppe 7 (Befestigungszement ZPZ) erlitt eine mittlere Wurzelfraktur und war damit nicht wiederversorgbar.

## 7 Schlussfolgerung

Die ermittelten Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung resultieren in abschließend genannten Schlussfolgerungen:

Unter Annahme der vorab formulierten Arbeitshypothesen ist die maximale Belastbarkeit adhäsiv mit konfektionierten, glasfaserverstärkten Kompositstiften, KM-Aufbauten und Vollkeramikkrone rekonstruierter, endodontisch behandelter, oberer, mittlerer Schneidezähne (statistisch signifikant) abhängig:

- vom Aufbau-KM-Material
- vom Aufbaustift-Befestigungszement
- vom Restorationsgrad
- von der Kausimulation

und unabhängig:

- vom verwendeten GFRC-Aufbaustiftmaterial selbst.

Im Hinblick auf die maximale Belastbarkeit des postendodontischen Komplexes aus Zahn, Aufbaustift, Aufbau und Krone bildet die Kombination dieser aufeinanderfolgenden Restorationsstadien zusammen mit dem ferrule-Präparationsdesign den entscheidenden stabilisierenden Effekt. Dabei steigt die maximale Belastbarkeit mit zunehmendem Versorgungsgrad fast linear an. Im Anschluss an die endodontische Behandlung eines Zahnes ist dessen zügige Weiterversorgung mit Aufbaustift, Aufbau und Krone angezeigt, da erst mit Abschluss der letzten Versorgungsstufe seine maximale Belastbarkeit erzielt wird!

Dieses Ergebnis spricht mit den vorab genannten Resultaten dafür, dass der Effekt der unterschiedlichen GFRC-Stiftsysteme im vorliegenden Fall nicht entscheidend für die Größe der maximalen Belastbarkeit war. Im Gegensatz dazu ist der Wahl des geeigneten Befestigungszementes Beachtung zu schenken.

Die Durchführung der thermomechanischen Wechselbelastung des finalen Restorationsstadiums vor der linearen Belastung bis zum Versagen äußert sich in signifikant geringerer maximaler Belastbarkeit der Probenkörper.

Eine nicht wiederversorgbare Wurzelfraktur ereignete sich lediglich in 1 % der untersuchten Fälle (Gruppe 7, ZPZ), was für einen protektiven Effekt durch GFRC-Aufbaustifte spricht.

## 8 Zusammenfassung

Adhäsive Therapiekonzepte und Rekonstruktionsprinzipien endodontisch behandelter Zähne (EBZ) stellen heutzutage anerkannte und häufig angewendete Verfahren dar. Die Materialien überzeugen besonders durch ästhetische Perfektion und die der Zahnhartsubstanz ähnlichen mechanischen Eigenschaften sowie deren maximaler Schonung. Die stete Weiterentwicklung vollkeramischer Kronensysteme rückt besonders bei der Versorgung oberer Schneidezähne die Verwendung konfektionierter, glasfaserverstärkter Kompositstifte (GFRC-Stifte) in den Fokus des Interesses. Sie offerieren dentinähnliche biomechanische Eigenschaften und unterstützen in Kombination mit direkt hergestellten Kompositaufbauten (KM-Aufbauten) die ästhetischen Möglichkeiten von Vollkeramikronen. Der adhäsive Zementiervorgang der GFRC-Aufbaustifte resultiert darüber hinaus im Vergleich zur konventionellen Befestigung in einer Stabilisierung der Wurzel. Dies scheint im Hinblick auf die gesteigerte Frakturgefährdung oberer Frontzähne, durch die im Vergleich zum Seitenzahnggebiet vorwiegend horizontal angreifenden Kräfte, besonders wichtig. Einen weiteren Vorteil bietet die größere Wahrscheinlichkeit der Wiederversorgung der Zähne im Versagensfall.

Der Einfluss dieser einzelnen Komponenten auf die maximale Belastbarkeit des Gesamtkonstruktes bestehend aus Zahn, Aufbaustift, Aufbau und Krone ist bis dato noch nicht evaluiert worden.

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde die maximale Belastbarkeit  $F_{\max}$  [N] endodontisch behandelter, oberer, mittlerer Frontzähne untersucht, die mit konfektionierten GFRC-Aufbaustiften, KM-Aufbauten und Vollkeramikronen versorgt wurden. Dabei wurde der Einfluss dieser einzelnen Restaurationsstufen sowie der Einfluss der Kausimulation auf die maximale Belastbarkeit ausgewertet. Außerdem wurden die resultierenden Versagensursachen und Frakturmuster untersucht. Als Materialvergleiche wurden zwei unterschiedliche GFRC-Aufbaustiftsysteme und drei verschiedene KM-Aufbaumaterialien miteinander verglichen und dabei die Frage gestellt, ob ein Aufbaustift-Befestigungskomposit (BKM) über seine Indikation hinaus als Aufbaumaterial Verwendung finden kann. Daneben wurden zwei BKM-Materialien miteinander verglichen und die Möglichkeit der Adhäsion im Wurzelkanal durch den Vergleich mit der konventionellen Zementierung evaluiert.

Nach der mesio-distalen und vestibulo-palatinalen Vermessung der 100 oberen, mittleren Schneidezähne wurden diese anhand des ermittelten Schnittflächenproduktes größengleich und randomisiert auf zehn Gruppen aufgeteilt. Im Anschluss an die endodontische Aufbereitung und Wurzelfüllung erfolgte die Einbettung der Zähne in einen Kunststoffzylinder. Daraufhin wurden sie senkrecht zur Zahnachse oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze dekapitiert und mit den zu vergleichenden konfektionierten GFRC-Aufbaustiftsystemen LuxaPost<sup>®</sup> und Fiber Points Glas Root Pins (Schütz Dental) versorgt. Die Aufbaustifte wurden mit dem selbstadhäsiven dualhärtenden BKM RelyX<sup>™</sup> Unicem, dem dualhärtenden KM LuxaCore<sup>®</sup>-Automix Dual und, zum Vergleich der adhäsiven Aufbaustiftbefestigung mit der Konventionellen, mit dem Zinkoxidphosphat-Zement (ZPZ) Harvard befestigt. Zehn der 100 Zähne wurden zum Vergleich der verschiedenen klinischen Restaurationsstadien lediglich mit einem GFRC-Stift versorgt. Im Anschluss wurden bei 90 der 100 Zähne direkt hergestellte Aufbauten mit den KM-Varianten RelyX<sup>™</sup> Unicem (selbstadhäsiv dualhärtend), LuxaCore<sup>®</sup> (dualhärtend) und Clearfil<sup>™</sup> Core (chemisch initiiert polymerisierend) angefertigt. Bei den 80 verbliebenen Zähnen erfolgte die Präparation laut Herstellerangaben unter Anlegen einer 2 mm hohen Dentinmanschette (ferrule) zur Aufnahme einer IPS Empress<sup>®</sup> 2-Vollkeramikkrone. Die zehn lediglich mit einem Aufbaustift versehenen Proben sowie die zehn Zähne mit Aufbaustift und KM-Aufbau ohne finale Kronenversorgung dienten dem Vergleich der unterschiedlichen Restaurationsstadien auf die maximale Belastbarkeit. Die Kronen der verbliebenen 80 Zähne wurden entsprechend der ursprünglichen Zahnkronendimensionen angefertigt und mit dem BKM RelyX<sup>™</sup> Unicem (selbstadhäsiv dualhärtend) zementiert.

Zum Vergleich der einzelnen Versorgungsstadien (1 = Aufbaustift, 2 = Aufbaustift / Aufbau, 3 = Aufbaustift / Aufbau / Krone) bezüglich der maximalen Belastbarkeit wurden drei der zehn Gruppen (Gruppen 4, 5, 6) der linear steigenden Belastung unterzogen. Dabei erfolgte die Belastungsführung von palatinal-inzisal in einem Winkel von 135° zur Zahnachse bei einer Kraft von 50 N und einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min stufenlos bis zum Bruch zur Simulation der Abissituation.

Die restlichen Gruppen (Gruppen 1, 2, 3, 7, 8, 9, 10) wurden vor der linearen Belastung der computergesteuerten Kausimulation und einer Temperaturwechselbelastung (TML) zur Simulation einer fünfjährigen Tragedauer in vivo



unterzogen. Dabei wurden die Probenkörper 6000 thermischen Wechselzyklen von jeweils einer Minute in 5 °C und einer Minute in 55 °C temperiertem destilliertem Wasser ausgesetzt. Gleichzeitig erfolgten  $1,2 \times 10^6$  Kauzyklen von 50 N bei einer Frequenz von 1,66 Hz. Die Frakturmuster wurden anhand visueller Inspektion ausgewertet.

Die statistische Auswertung erfolgte mittels nicht-parametrischer Tests der Statistik-Software SPSS 11.0<sup>®</sup>. Die quantitative Analyse wurde mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Tests durchgeführt. Die paarweisen Vergleiche der einzelnen Gruppen untereinander erfolgten mit dem Mann-Whitney-U-Test. Zur qualitativen Auswertung der Frakturmuster kam der Chi-Quadrat-Test zur Anwendung. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p = 0,05$  festgelegt.

Die maximalen Belastbarkeiten der Probenkörper zeigten für den Vergleich der drei untersuchten KM-Aufbaumaterialien signifikante Unterschiede ( $p = 0,005$ ) zwischen den Gruppen 1 (Clearfil<sup>™</sup> Core, Medianwert = 295 N) und 3 (LuxaCore<sup>®</sup>, 241 N). Die restlichen Gruppenvergleiche zeigten nicht signifikante Unterschiede. Die Gruppe 2 (RelyX<sup>™</sup> Unicem) wies einen Medianwert von 166 N auf. Auch der Vergleich der zwei GFRC-Aufbaustiftsysteme zeigte mit Medianwerten von 241 N (Schütz Dental) und 600 N (LuxaPost<sup>®</sup>) keine signifikanten Unterschiede ( $p = 0,247$ ).

Der Vergleich der drei verschiedenen Aufbaustift-Befestigungszemente resultierte in signifikanten Unterschieden zwischen den BKM der Gruppen 1 (Unicem) und 8 (LuxaCore<sup>®</sup>) ( $p = 0,043$ ) sowie zwischen der Gruppe 1 (Unicem) und der Gruppe 7 (ZPZ) ( $p = 0,043$ ). Dabei wurde der Medianwert der maximalen Belastbarkeit für die konventionell befestigten Stifte (ZPZ) mit 173,5 N (ZPZ) ermittelt, während die beiden BKM Medianwerte von 201 N (LuxaCore<sup>®</sup>) und 295 N (RelyX<sup>™</sup> Unicem) zeigten. Bei der Betrachtung der maximalen Belastbarkeiten der einzelnen klinischen Restaurationsstufen zeigten sich zwischen den einzelnen Versorgungsstufen hoch signifikante Unterschiede (Gruppe 6 (Aufbaustift) und Gruppe 5 (Stift und Aufbau):  $p < 0,001$ , Gruppe 5 und Gruppe 4 (Aufbaustift, Aufbau, Krone):  $p = 0,001$ , Gruppe 6 und Gruppe 4:  $p < 0,001$ ). Die lediglich adhäsiv mit einem Aufbaustift versorgten Proben wiesen einen Medianwert von 73 N auf. Wurden sie zusätzlich mit einem KM-Aufbau versehen, betrug dieser 132 N, während der Medianwert der Restauration mit Hilfe von Vollkeramikkrone in der maximal gemessenen Belastbarkeit von 331 N resultierte.

Der Vergleich des Einflusses der Kausimulation auf das finale Restaurationsstadium belegte den Probenkörpern mit zusätzlich durchgeführter Kausimulation (Gruppe 3) eine statistisch signifikant geringere maximale Belastbarkeit ( $p = 0,005$ ), als den lediglich linear belasteten Proben (Gruppe 4). Die Medianwerte der untersuchten Probenkörper lagen bei 331 N (Gruppe 4) und 241 N (Gruppe 3).

Nach der Auswertung der Frakturmuster bildeten zervikale Wurzelfrakturen mit 38 % das häufigste Frakturmuster aller Probenkörper. Zu 33 % wurden Fehler der Vollkeramikronen beobachtet. Der Vergleich der verschiedenen Versorgungsstufen untereinander ließ, wie zu erwarten war, alle in der Untersuchung registrierten Aufbaustiftfrakturen in der lediglich mit einem Aufbaustift versorgten Gruppe (Gruppe 6) erkennen, da deren Probenkörper direkt an diesem belastet wurden. Die zusätzlich mit einem KM-Aufbau restaurierten Probenkörper (Gruppe 5) unterlagen zu 20 % Aufbaufrakturen (72,7 % der gesamten Aufbaufrakturen). Nach finaler Versorgung mit einer Vollkeramikkrone (Gruppe 4) traten keine Aufbaufrakturen auf. Dieses Ergebnis lässt sich mit einer Protektion des Aufbaus durch die Anfertigung der Vollkeramikkrone im ferrule design erklären. Die Kausimulation wirkte sich vorwiegend auf die Vollkeramikkrone (25 % Kronenfrakturen) und die Zahnhartsubstanz aus (25 % zervikale Wurzelfrakturen).

Die Untersuchung zur Wiederversorgbarkeit der Probenkörper zeigte, dass sich 99 % dieser als erneut versorgbar erwiesen. Lediglich ein Zahn der Gruppe 7 (Befestigungszement ZPZ) erlitt eine mittlere Wurzelfraktur und war damit nicht wiederversorgbar.

Die Resultate der vorliegenden Untersuchung lassen sich in abschließend genannten Schlussfolgerungen zusammenfassen:

Die maximale Belastbarkeit adhäsiv mit konfektionierten, glasfaserverstärkten Kompositstiften, KM-Aufbauten und Vollkeramikronen rekonstruierter, endodontisch behandelter, oberer mittlerer Schneidezähne war unabhängig von der Form der getesteten GFRC-Aufbaustifte. Dahingegen zeigte sich ein statistisch signifikanter Materialunterschied der Aufbau-KM und der Aufbaustift-BKM. In der vorliegenden Studie konnte eine Protektion des Wurzeldentins durch BKM, verglichen mit konventionellem Befestigungszement, nachgewiesen werden. Bezüglich des Restaurationsgrades stieg die maximale Belastbarkeit mit zunehmendem Versorgungsgrad nahezu linear an, wobei zwischen allen Versorgungsstufen statistisch

signifikante Unterschiede zu beobachten waren. Dabei wurde die maximale Belastbarkeit mit Abschluss des finalen Versorgungsstadiums im ferrule-Präparationsdesign erreicht. Die Kausimulation dieser Restaurationsstufe resultierte in statistisch signifikant geringeren maximalen Belastbarkeiten.

Eine nicht wiederversorgbare Wurzelfraktur (Frakturkategorie D) ereignete sich lediglich in 1 % der untersuchten Fälle bei einem Probenkörper der Gruppe 7, bei dem der GFRC-Aufbaustift mit konventionellem ZPZ befestigt wurde.

## 9 Summary

Dental adhesive principles of therapy and reconstruction of endodontic treated teeth today represent approved and frequently used treatment techniques. Materials needed for this purpose convince of esthetic perfection and their toothlike mechanical properties as well as of their maximum conservation. The consistent further development of all-ceramic restorations particularly in combination with maxillary incisors positions the utilisation of prefabricated glass fiber reinforced endodontic posts (gfrc-posts) into the focus of interest. They offer biomechanical characteristics similar to dentin and if combined with a direct composite core they support the esthetic capabilities of all-ceramics. Furthermore, the adhesive insertion of gfrc-posts as compared to conventional luting results in a reinforcement of the dental root. By reason of the rather horizontal loading of maxillary anterior incisors leading to a higher risk of fracture as compared with the more vertical loading of posterior teeth, this fact occurs essentially. The enhanced probability to reconstruct teeth after failure offers an added advantage. The influence of the separate components on the maximum load capability of the entire construct of tooth, endodontic post, composite build-up and the dental crown has not yet been evaluated.

In the present study the maximum load capability  $F_{\max}$  [N] of endodontic treated maxillary anterior incisors being restored with prefabricated gfrc-posts, composite cores and all-ceramic crowns, was examined. In this context the influence of the separate stages of restoration and also the chewing simulation was evaluated. Furthermore, the resulting causes and modes of failure were determined.

In the course of the comparison of the specific materials, two different gfrc-post systems and three composite build-up materials have been examined. In that case should be worked out whether a luting composite can be used for core build-up. Besides this two different luting composites have been collated and by comparing it to the conventional cementation it was discussed if adhesive cementation of endodontic posts in the root canal is necessary.

After 100 maxillary central incisors have been measured in the mesial-distal and in the vestibule-palatal direction at the cemento enamel junction (CEJ), its product was

calculated. On this basis the teeth were equal in size randomly divided into ten groups with ten samples each.

After endodontic treatment and obturation of the root canal systems by lateral condensation technique samples were embedded in a composite mould. Afterwards samples were decoronated perpendicular to their longitudinal axis beyond their CEJ. In the following step the prefabricated gfrc-post systems LuxaPost<sup>®</sup> and Fiber Points Glas Root Pins (Schütz Dental) were cemented with the luting composites RelyX<sup>™</sup> Unicem (self-etch dualcure) and LuxaCore<sup>®</sup>-Automix Dual (dualcure) and with a conventional zinc phosphate cement (Harvard) to compare adhesive luting with the conventional one. Ten of the 100 samples just received a gfrc-post for the comparison of the different stages of restoration. Immediately afterwards the remaining 90 samples obtained direct composite cores made of RelyX<sup>™</sup> Unicem (self-etch dualcure), LuxaCore<sup>®</sup> (dualcure) and Clearfil<sup>™</sup> Core (chemical cure). 80 of them were prepared with a 2 mm ferrule height as specified by the manufacturer to receive <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2 all-ceramic crowns. The previously mentioned ten samples with only a post and the ten with post-and-core without crown coverage served the comparison of the different stages of restoration. The all-ceramic crowns of the residual 80 teeth were manufactured according to their native dimension and cemented with luting composite RelyX<sup>™</sup> Unicem (self-etch dualcure).

Three of the ten groups (4, 5, 6) were submitted linear loading to compare the different stages of restoration (1 = post, 2 = post / core, 3 = post / core / all-ceramic) regarding to their maximum load capability. Therefore samples were inserted in a universal testing machine. The load direction ensued palatal-inzisal at an angle of 135 degrees to the longitudinal axis of each tooth starting with 50 N progressively at a crosshead speed of 1 mm/min until failure occurred. This simulation was needed to imitate the biting situation of maxillary central incisors as a worst case scenario.

Rest of the groups (1, 2, 3, 7, 8, 9, 10) underwent computerised chewing simulation including thermocycling before linear loading to simulate a five year clinical wearing time. Therefore samples were exposed to 1.2 million mechanical cycles of 50 N at a frequency of 1.66 Hz simultaneously containing 6000 two minutes lasting thermal cyclic patterns of distilled water between 5 °C and 55 °C. Mode of failure was appointed by visual inspection.

The statistical evaluation was performed with the statistical software SPSS 11.0<sup>®</sup>. To detect significant differences in the maximum load capability of the tested groups the

Kruskal-Wallis-H test and the pairwise Mann-Whitney-U test were used. Qualitative analysis of the fracture patterns was conducted by chi-square-test and Fisher's exact test. The level of significance was determined by  $p = 0.05$ .

Regarding to the maximum load capability the comparison of the three composite core materials showed significant differences ( $p = 0.005$ ) between group 1 (Clearfil™ Core, median value = 295 N) and group 3 (LuxaCore® = 241 N). The median value of group 2 amounted 166 N. The comparison of the two different post systems (Schütz-Dental = 241 N, LuxaPost® = 600 N) did not result in statistical significant maximum load capabilities ( $p = 0.247$ ). The comparison of the different luting cements resulted in significant differences between the two tested luting composites ( $p = 0.043$ ) of group 1 (Unicem = 295 N) and group 8 (LuxaCore® = 201 N) as well as between group 1 and group 7 (zinc phosphate cement = 174 N) ( $p = 0.043$ ). The comparison of the different stages of restoration exhibited statistical significant differences between group 6 (post = 73 N) and group 5 (post / core = 132 N) ( $p < 0.001$ ) and also between group 5 and group 4 (post / core / all-ceramic = 331 N) ( $p = 0.001$ ). Even between group 6 and group 4 a significant difference was found ( $p < 0.001$ ). Chewing simulation had a significant influence on the maximum load capability of the final stage of restoration. The samples of group 4 (331 N) which had just been linear loaded revealed a significant higher maximum load capability than that of group 3 (241 N), which had additionally been stressed by chewing simulation ( $p = 0.005$ ).

The evaluation of the fracture patterns exposed cervical root fractures being the most frequent mode of failure (38 %). Failures of the all-ceramic crown occurred in 33 percent of all cases. All endodontic posts failed as expected in group 6, in which the samples had only been restored with a post. If the teeth accessory received a composite build-up even this core fractured in 20 percent. After samples achieved their final crown coverage, no more fractures of the composite core took place so that it can be affirmed that the function of the crown in ferrule design consists in protecting the build-up. All-ceramic crowns were most frequently affected by chewing simulation (25 % fractures).

99 percent of the examined samples turned out to be able to be restored again, while only one specimen of group 7 (zinc phosphate cement) suffered a root fracture in the middle portion which declares it as non restorable.

The results of the current study lead to the following stated conclusions:

Maximum load capability of endodontic treated maxillary central incisors being adhesively reconstructed with prefabricated glass fiber endodontic posts, composite cores and all-ceramic crowns was independent of the post system. On the other hand there is a statistical significant difference based on the materials of the composite cores and the luting cements. In the current examination a protection of root dentin by luting posts with composites in contrast to conventional cements could be verified. Regarding to the stage of restoration maximum load capability increased almost linear by incremental degree of restoration whereby significant differences could be detected among all groups examined in this context. Thereby maximum load capability was achieved with the final stadium of restoration in a ferrule preparation design. Fatigue loading in form of chewing simulation of this final stage led to significant lower load values. Non-restorable root fractures occurred only in one percent of all samples in which the post was luted with conventional zinc phosphate cement.

## 10 Literaturverzeichnis

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.

Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent* 2002;30(1):53-8.

Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):464-70.

Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent* 2006;95(5):368-78.

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.

Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):431-7.

Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of dual-cure resin core material to glass and quartz fiber posts. *J Dent* 2004;32(6):443-50.

Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 1982;90(6):490-6.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27(4):275-8.

Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):127-34.

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):117-23.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):551-6.

Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1995;11(6):359-62.

Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001;86(6):624-31.



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.

Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Fatigue strengths of particulate filler composites reinforced with fibers. *Dent Mater J* 2004;23(2):166-74.

Balbosh A, Ludwig K, Kern M. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;94(3):227-33.

Baldissara P, Zicari F, Valandro LF, Scotti R. Effect of root canal treatments on quartz fiber posts bonding to root dentin. *J Endod* 2006;32(10):985-8.

Barthel CR, Roulet JF. Can we fulfil even the basics of endodontic therapy. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 2002;16:30-6.

Bateman GJ, Lloyd CH, Chadwick RG, Saunders WP. Retention of quartz-fibre endodontic posts with a self-adhesive dual cure resin cement. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005;13(1):33-7.

Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003;195(1):43-8.

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.

Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system -2-year results. *J Oral Rehabil* 2007;34(11):855-61.

Betke H, Ziebolz D, Rien C, Blunck U, Attin T. Influence of disinfectants on dentin bond strength of different adhesive systems. *Oper Dent* 2005;30(2):250-6.

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007;23(1):51-9.

Bitter K, Meyer-Lueckel 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* 2006a;39(10):809-18.

Bitter K, Noetzel 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.

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* 2006b;95(4):302-10.

Boff LL, Grossi ML, Prates LH, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. *Quintessence Int* 2007;38(5):387-94.

- Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int* 2004;35(8):657-67.
- Bolhuis PB, de Gee AJ, Kleverlaan CJ, El Zohairy AA, Feilzer AJ. Contraction stress and bond strength to dentin for compatible and incompatible combinations of bonding systems and chemical and light-cured core build-up resin composites. *Dent Mater* 2006;22(3):223-33.
- Bonilla ED, Mardirossian G, Caputo AA. Fracture toughness of various core build-up materials. *J Prosthodont* 2000;9(1):14-8.
- Borer RE, Britto LR, Haddix JE. Effect of dowel length on the retention of 2 different prefabricated posts. *Quintessence Int* 2007;38(3):e164-8.
- Botti F, Martignoni M, Scala C, Cocchia D. [The evaluation of acrylic resins for the study of nondecalcified human teeth with the light and electronic microscopes]. *Minerva Stomatol* 1995;44(4):145-53.
- Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* 1982;61(5):654-8.
- Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 1986;65(5):648-53.
- Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81(2):114-8.
- Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002;33(2):95-100.
- Burke FJ, Fleming GJ, Abbas G, Richter B. Effectiveness of a self-adhesive resin luting system on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2006;14(4):185-8.
- Burke FJ, Shaglouf AG, Combe EC, Wilson NH. Fracture resistance of five pin-retained core build-up materials on teeth with and without extracoronary preparation. *Oper Dent* 2000;25(5):388-94.
- 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.
- Camargo MA, Marques MM, de Cara AA. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Arch Oral Biol* 2008;53(2):105-8.
- Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *J Prosthodont* 1993;2(2):110-4.

Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finishing and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):468-75.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136(5):611-9.

Cho BH, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 2004;20(2):107-15.

Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater* 2004;20(4):345-51.

Cohen BI, Penugonda B, Pagnillo MK, Schulman A, Hittelman E. Torsional resistance of crowns cemented to composite cores involving three stainless steel endodontic post designs. *J Prosthet Dent* 2000a;84(1):38-42.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials. *J Prosthet Dent* 1997;78(5):458-64.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of a core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent* 2000b;83(6):624-8.

Cohen BI, Volovich Y, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the flexural strength of six reinforced restorative materials. *Gen Dent* 2001;49(5):484-8.

Combe EC, Shaglouf AM, Watts DC, Wilson NH. Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater* 1999;15(3):158-65.

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.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung*. 1. Auflage 2006, Elsevier, Urban und Fischer, München.

Crim GA. Effect of substrate age on microleakage of dentine adhesive agents. *J Oral Rehabil* 1989;16(6):555-7.

Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 1985;53(1):50-3.

Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, Correr-Sobrinho L, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Contraction stress and physical properties development of a resin-based composite irradiated using modulated curing methods at two C-factor levels. *Dent Mater* 2008;24(3):392-8.

Dallari A, Rovatti L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996;(20):S57-63.

Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60(7):1301-10.

Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998;24(12):807-10.

de Duraõ Mauricio PJ, Gonzalez-Lopez S, Aguilar-Mendoza JA, Felix S, Gonzalez-Rodriguez MP. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;83(2):364-72.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21(3):242-51.

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.

de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):19B-21B.

DeSort KD. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent* 1983;49(2):203-6.

Dieng Sarr FY, Sall OH, Faye B, N'Diaye Gaye F, Sembene M. [Performance and Compatibility of Self Polymerizing Prime and Bond NT Adhesive and the Composite LuxaCore]. *Odontostomatol Trop* 2006;29(116):30-4.

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.

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont* 1997;10(6):498-507.

dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod* 2008;34(3):299-302.

Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):5B-8B.

Duret B, Reynaud M, Duret F. [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Chir Dent Fr* 1990;60(540):131-41 contd.

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004;20(10):947-55.

Eichner K und Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung-Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. 6. Auflage 1996, Hüthig Verlag, Heidelberg.

Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):485-90.

Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):551-8.

ESPE Interne Daten 2002, RelyX™ Unicem Zusammenstellung wissenschaftlicher Ergebnisse, Klinische In- vivo- Studien, In- vitro- Forschung, Bewertungen Januar 2002 – März 2004, S. 28.

Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302-18.

Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F. Bonding mechanism of three "one-bottle" systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 1997;10(5):224-30.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000a;13(5):255-60.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Goracci G. Bond strengths of a porcelain material to different abutment substrates. *Oper Dent* 2000b;25(4):299-305.

Ferrari M, Scotti R. Fiber posts characteristics and clinical applications. 1. Auflage 2002, Masson SPA, Mailand.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent* 2002;15(4):227-31.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont* 2001;14(6):543-9.

Fong H, Dickens SH, Flaim GM. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater* 2005; 21(6):520-9.

Frankenberger R, Perdigo F, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;17(5):373-80.

Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(5):397-412.

Fredriksson M, Astbäck 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.

Fusayama T. Posterior adhesive composite resin: a historic review. *J Prosthet Dent* 1990;64(5):534-8.

Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent* 2007;35(9):731-6.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82(3):341-7.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post-and-core applications. *J Prosthet Dent* 2001;86(2):149-55.

Ge J, Wang XZ, Feng HL. [Influence of different post core materials on the color of Empress 2 full ceramic crowns]. *Chin Med J* 2006;119(20):1715-20.

Geurtsen W. *Klinik der Kompositfüllung*. Hanser 1989, München, Wien.

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Landi D. [Bonding compatibility between adhesive systems and composite resins]. *Minerva Stomatol* 2003;52(4):157-67.

Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 1997;76(4):883-94.

Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8(3):197-202.

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.

Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005;30(5):627-35.

Gu S, Isidro M, Deutsch AS, Musikant BL. Comparison of the retention of 5 core materials supported by a dental post. *Int J Prosthodont* 2006;19(2):183-4.

Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. *Int Endod J* 2002a;35(4):372-8.

Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Retention strengths of five luting cements on prefabricated dowels after root canal obturation with a zinc oxide/eugenol sealer: 1. Dowel space preparation/cementation at one week after obturation. *J Prosthodont* 2002b;11(3):168-75.

Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):342-9.

Hansen EK. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res* 1982;90(4):329-35.

Hattab FN, Amin WM. Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials* 2001;22(12):1449-58.

Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater* 1992;8(4):238-40.

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.

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.

Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater* 2008;24(7):944-50.

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.

Hull D, Clyne TW. An introduction to composite materials. Fibers and matrices 2nd ed. Cambridge University Press 1996:9-38.

Irie M, Suzuki K, Windmüller B. Effect of One-day Storage on Marginal Gap of Composite Inlays. *J Dent Res* 2002;81(A):A-415. (IADR meeting, San Diego, USA, Abstract-nr. 3365).

Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent* 2000;13(4):195-200.

Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *J Biomech* 1993;26(9):1055-65.

Janda R. Kunststoffverbundsysteme – Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. 1. Auflage 1990, VCH Weinheim.

Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann S. Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;82(2):545-51.

Jedynakiewicz NM, Martin N. Expansion behaviour of compomer restoratives. *Biomaterials* 2001;22(7):743-8.

Jordan RE. Ästhetik mit Kompositen. 1989 Köln.

- Junge T, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont* 1998;11(6):558-64.
- Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent* 2006;96(1):41-6.
- Katebzadeh N, Dalton BC, Trope M. Strengthening immature teeth during and after apexification. *J Endod* 1998;24(4):256-9.
- Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652-61.
- Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74(6):1253-8.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14(1):64-71.
- Kidd EA. Microleakage: a review. *J Dent* 1976;4(5):199-206.
- King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17(6):599-609.
- Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14(1):13-29.
- Korkmaz Y, Attar N. Dentin bond strength of composites with self-etching adhesives using LED curing lights. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(5):34-42.
- Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Dent Res* 1994;73(6):1228-32.
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100(8):953-60.
- 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.
- Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction. *Dent Mater* 1993;9(2):128-35.
- Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21(8):709-15.
- Lassila LV, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002;23(10):2221-9.



Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004;20(1):29-36.

Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract* 2004;5(2):14-26.

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.

Legros C, Vanheusden A. [All-ceramic peripheral restorations: crowns and bridges] *Rev Belge Med Dent* 2006;61(1):30-46.

Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76(1):114-20.

Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999;78(8):1469-76.

Lui JL. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. *Oper Dent* 1994;19(5):165-8.

Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003;16(1):39-44.

Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light-and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Oper Dent* 2005;30(4):500-6.

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* 1999;1(2):153-8.

Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod* 2001;27(12):758-61.

Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent* 2005;30(1):9-15.

Martelli R. Fourth-generation intraradicular posts for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000;12(6):579-84.

Martin N, Jedynakiewicz NM, Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater* 2003;19(2):77-86.

Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Auflage 2001, Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, München.

Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997;78(1):10-4.

Mezzomo E, Massa F, Libera SD. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I. *Quintessence Int* 2003;34(4):301-6.

Michler GH. *Kunststoff-Mikromechanik. Morphologie, Deformations- und Bruchmechanismen.* Hanser 1992, München, Wien.

Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly(methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials* 1997;18(2):181-5.

Milutinovic-Nikolic AD, Medic VB, Vukovic ZM. Porosity of different dental luting cements. *Dent Mater* 2007;23(6):674-8.

Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater* 1994;10(2):78-82.

Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ. Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 1993;6(2):72-6.

Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13(3):E214-21.

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.

Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behaviour of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16(6):593-6.

Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, Toledano M. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):195–200.

Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998;11(1):36-45.

Nagase DY, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Influence of fabrication techniques on retention force of fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater* 2005;24(2):280-5.

Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):164-70.

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991;3(4):133-8.

Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res* 1996;75(9):1706-15.

Nakabayashi N, Takeyama M, Kojima K, Masuhara E. [Studies on dental self-curing resins (20) - adhesion mechanism of 4-META/MMA-TBB resin to dentine (author's transl)]. *Shika Rikogaku Zasshi* 1982;23(61):34-9.

Nash RW. The use of posts for endodontically treated teeth. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(10):1054-6, 1058, 1060 passim.

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent* 2005a;33(4):305-12.

Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Oper Dent* 2006;31(6):699-704.

Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater* 2007;23(2):138-44.

Naumann M, Sterzenbach G, Pröschel 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* 2005b;74(2):829-34.

Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008;34(8):1006-10.

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.

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.

Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J* 1997;16(1):60-73.

Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-31.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67(3):325-7.

Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997;42(1):11-7.

Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod* 1990;16(2):70-7.

Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-72.

- Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17(5):430-44.
- 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.
- 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.
- Petersen RC. Discontinuous fiber-reinforced composites above critical length. *J Dent Res* 2005;84(4):365-70.
- Peumans M, Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Europ J Oral Sci* 2005;113(6):512-8.
- Piwowarczyk A, Berge HX, Lauer HC, Sorensen JA. Shearbond strength of cements to zirconia and lithium disilicate ceramics. *J Dent Res* 2002c;81(Spec Iss A):A-401. (IADR meeting, San Diego, USA, 2002, Abstract-nr. 3241)
- Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent* 2003;28(5):535-42.
- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater* 2005;21(5):445-53.
- Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC. Laboratory strength of glass ionomer and zinc phosphate cements. *J Prosthodont* 2001;10(3):140-7.
- Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Büchler A. Laboratory strength of glass ionomer cement, compomers, and resin composites. *J Prosthodont* 2002a;11(2):86-91.
- Piwowarczyk A, Windmüller B, Mahler A, Lauer HC. In-vitro Study of the Mechanical Properties of Luting Cements. *J Dent Res* 2002b;81(Spec Iss A):A-413. (IADR meeting, San Diego, USA, 2002, Abstract-nr. 3342)
- Podsiadlo P, Kaushik AK, Arruda EM, Waas AM, Shim BS, Xu J, Nandivada H, Pumplun BG, Lahann J, Ramamoorthy A, Kotov NA. Ultrastrong and stiff layered polymer nanocomposites. *Science* 2007;318(5847):80-3.
- Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996;27(2):93-7.
- Raiden GC, Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. *Endod Dent Traumatol* 1994;10(3):109-12.
- Reich SM, Wichmann M, Frankenberger R, Zajy D. Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspathic ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74(2):740-6.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004;6(2):117-21.

Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte Mde L, Dourado Loguercio A. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent* 2005;33(7):549-59.

Roeters J, de Kloet H. Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit-Praktische Anwendung der direkten Technik. Quintessenz Verlags-GmbH 1992 Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio.

Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Marginal adaption of Ceramic Inlays Using Different Types of Cements. *J Dent Res* 2002;81(Spec Iss A):A-36. (IADR meeting, San Diego, USA, 2002, Abstract #53.)

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* 2000a;27(7):595-601.

Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000b;13(5):387-91.

Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent* 2008;36(12):1048-53.

Rosin M, Splieth C, Wilkens M, Meyer G. Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. *J Dent* 2000;28(8):577-82.

Roulet JF, Van Meerbeek B. Editorial Statistics: a nuisance, a tool, or a must? *J Adhes Dent* 2007;9:287-8.

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.

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.

Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992;20(3):183-8.

Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol* 1994;10(3):105-8.

Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 1996;27(7):483-91.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30(5):289-301.

Scotti R, Valandro LF, Galhano GA, Baldissara P, Bottino MA. Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2006;19(5):504-6.

Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent* 2009;37(2):115-21.

Silikas A, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000;16(4):292-6.

Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent* 1999;27(3):175-181.

Soh MS, Yap AU, Sellinger A. Physicomechanical evaluation of low-shrinkage dental nanocomposites based on silsesquioxane cores. *Eur J Oral Sci* 2007;115(3):230-8.

Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1960;60:746-56.

Stappert CF, Guess PC, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. *Am J Dent* 2007;20(1):21-6.

Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998;79(5):580-4.

Stober T, Rammelsberg P. The failure rate of adhesively retained composite core build-ups in comparison with metal-added glass ionomer core build-ups. *J Dent* 2005;33(1):27-32.

Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):456-61.

Swift EJ Jr, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;26(2):95-110.

Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005;93(4):331-6.

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.

Tay Fr, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007;33(4):391-8.

Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. *J Am Dent Assoc* 2006;137(7):1006-12.

Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Hedin NE, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dent Mater* 2008;24(2):235-43.

Titley KC, Childers S, Kulkarni G. An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacid modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. *Eur Arch Paediatr Dent* 2006;7(4):246-52.

Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont* 2007;20(2):168-72.

Toman M, Toksavul S, Artunc C, Türkün M, Schmage P, Nergiz I. Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *J Adhes Dent* 2007;9(1):39-47.

Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996;104(5-6):605-11.

Torney DL. The retentive ability of acid-etched dentin. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):169-72.

Usumez A, Cobankara FK, Ozturk N, Eskitascioglu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(2):163-9.

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.

Utz KH, Grüner M, Büscher M. [Adhesive strengths of cast crowns with various types of cements]. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45(12):767-9.

Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mater* 2005;21(4):375-83.

Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini F, Gabriele M, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *Int Endod J* 2006;39(1):31-9.

Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996;5(4):270-6.

Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *J Prosthodont* 1995;4(3):183-7.

Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibers and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20(5):533-9.

Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000;13(4):334-9.

Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber--poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont* 1997;10(2):142-8.

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite--Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):607-12.

Walter R, Miguez PA, Pereira PN. Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *J Esthet Restor Dent* 2005;17(3):165-71, discussion 171.

Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater* 2008;24(11):1512-7.

Williams VD, Svare CW. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *J Dent Res* 1985;64(2):151-4.

Wiskott HW, Meyer M, Perriard J, Scherrer SS. Rotational fatigue-resistance of seven post types anchored on natural teeth. *Dent Mater* 2007;23(11):1412-9.

Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent* 1993;6(3):155-8.

Wrbas KT, Schirrmeyer JF, Altenburger MJ, Agrafioti A, Hellwig E. Bond strength between fibre posts and composite resin cores: effect of post surface silanization. *Int Endod J* 2007;40(7):538-43.

Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. *Am J Dent* 2001;14(5):291-4.



## 11 Anhang

### 11.1 Materialverzeichnis

1. 20% Isopropanol
2. M 23 A  
Deppeler S.A., CH-1180 Rolle
3. Schnelltaster, Längenmessgerät ODI 00D 392043  
Kroeplin Längenmesstechnik, D-36381 Schlüchtern
4. Digitaler Messschieber  
Esska Maschinen Vertriebs GmbH, D-22113 Hamburg
5. Schnellläufer-Winkelstück Intracompact 25 LCS LUX, 1:5, 200000 U/min  
KaVo Dental GmbH, D-88400 Biberach / Riß
6. Diamantierte Kugel, 6801.314.014  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
7. K-Feile, Nr. 53  
VDW-Antaeos, D-81737 München
8. Chloramin T 0,5%, Ch.Nr.: K28207714039  
Merck Kg, D-64271 Darmstadt
9. Hakensonde EXTU17  
Hu-Friedy, D-69181 Leimen
10. Handfeilen, Nr. 63  
VDW-Antaeos, D-81737 München
11. NaOCL-Lösung 2,5%  
Hedinger, D-70327 Stuttgart
12. Handspreader Ref A0206  
Maillefer S.A., Sales & Service, CH-1024 Ecublens
13. ISO 60  
Demedis GmbH, D-40470 Düsseldorf
14. AH 26  
Dentsply DeTrey GmbH, D-78467 Konstanz
15. Excavator HF-EXC17H  
Hu Friedy, D-69181 Leimen
16. Plugger  
Maillefer S.A., Sales & Service, CH-1024 Ecublens
17. 2-Propanol 70%, Ch.Nr.: 5491M02  
B. Braun Melsungen AG, D-34209 Melsungen
18. Total Etch Ätzel 37% Phosphorsäure, LOT H34117  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein

19. Optibond™ FL  
KerrHawe SA, CH-6934 Bioggio
20. Omnibrush Dental-Einmal-Applikator  
Omnibrush Dental-Handelsgesellschaft mbH, D-63110 Rodgau
21. Herculite XRV™  
KerrHawe SA, CH-6934 Bioggio
22. Wachsdraht rund 2,5 mm  
Dentaurum, D-75228 Ispringen
23. Isolack Textur (2-K-Pur-„rutschfester“ Decklack), Ch.Nr.: E41440;  
Härter 29340 (2K-Pur / DD-Härter-Komponente),  
Ch.Nr.: 050230552/050130317-270-906;  
Verdünner (2K / Pur / DD / Acryl), Ch.Nr.: 250-906  
Kaddi-Lack-Industrielacke, D-44149 Dortmund
24. Anstiftwachs
25. Agar-Agar-Formschlüssel, Eigenkonstruktion
26. Technovit® 4004, LOT 013039 (Flüssigkeit), LOT 012265 (Pulver)  
Heraeus Kulzer GmbH, D-61273 Wehrheim
27. Diodenlicht, Eigenkonstruktion
28. Büroklammern  
Durable Hunke & Jochheim GmbH & Co. KG , D-58636 Iserlohn
29. Drucktopf  
B&B Dentalservice GbR, D-06116 Halle
30. Provil® Novo Putty, Base und Catalyst, LOT 230480, LOT 250200  
Provil® light  
Heraeus Kulzer GmbH, D-63450 Hanau
31. Zylinder, 6837KR.314.012, 8837KR.314.012, 837KREF.314.014  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
32. Reamer Ref A011  
Maillefer S.A., Sales & Service, CH-1024 Ecublens
33. Fiber Points Glas Root Pins Refill Wurzelstifte 1,4mm, LOT 2006001132  
Schütz Dental GmbH, Weil Dental GmbH, D-61191 Rosbach
34. LuxaPost®-Stifte 1,375mm, LOT 566896  
DMG Chem.-Pharm. Fabrik GmbH, D-22547 Hamburg
35. Harvard Cement normalhärtend, LOT 1316A07 (Flüssigkeit),  
LOT 2114305001 (Pulver)  
Hoffmann Dental Manufaktur GmbH, D-14193 Berlin
36. LuxaCore®-Automix Dual, LOT 571147, LOT 575608  
DMG Chem.-Pharm. Fabrik GmbH, D-22547 Hamburg

37. LuxaBond<sup>®</sup>, LOT 570847 (Activator), LOT 570848 (Primerbond A),  
LOT 569341 (Primerbond B)  
DMG Chem.-Pharm. Fabrik GmbH, D-22547 Hamburg
38. RelyX<sup>™</sup> Unicem Aplicap, LOT 259158, LOT 262686  
RelyX<sup>™</sup> Unicem Maxicap, LOT 265211  
3M ESPE AG, D-82229 Seefeld
39. Papierspitzen ISO 60  
Demedis GmbH, D-40470 Düsseldorf
40. RelyX<sup>™</sup> Unicem Elongation Tips, LOT 259189  
3M ESPE AG, D-82229 Seefeld
41. LuxaCore<sup>®</sup>-Intraoral Tips  
DMG Chem.-Pharm. Fabrik GmbH, D-22547 Hamburg
42. Lentulo L, Nr.93  
VDW-Antaeos, D-81737 München
43. Capmix<sup>™</sup>  
3M ESPE AG, D-82229 Seefeld
44. Clearfil<sup>™</sup> Core, LOT 02529 A (Catalyst Paste), LOT 02717 A  
(Universal Paste)  
Kuraray Europe GmbH, D-40549 Düsseldorf
45. Clearfil<sup>™</sup> Core New Bond, LOT 41373  
K-Ätzingel  
Kuraray Europe GmbH, D-40549 Düsseldorf
46. Rosenbohrer H 15204016  
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
47. Frasaco-Kronen  
Frasaco-GmbH, D-88069 Tettnang
48. Centrixspritze  
Dentsply DeTrey, D-78467 Konstanz
49. Parallelometer, Eigenkonstruktion
50. Diamantierter Zylinder rund, 06881.314.014  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
51. Kugel, 6801.314.018/023/029, 801EF.314.018/023/029  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
52. Präparierei, 8379.314.018, 379EF.314.018  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo
53. Parodontalsonde PCP 10  
Deppeler S.A., Rolle, Schweiz
54. Cavit<sup>™</sup> G Temporary Filling Material, LOT 177173  
3M ESPE AG, D-82229 Seefeld

55. Kausimulator  
Willytec, SD Mechatronik GmbH, D-83620 Feldkirchen-Westerham
56. Kabelkanal 20x20mm
57. Superhartgips, Fujirock improved dental stone DIN 13911GC  
Dental Industrial C., Japan / Tokyo
58. Duo-Spacer, silver  
Yeti Dentalprodukte GmbH, D-78234 Engen
59. Kreativ Gusswachs, 5410  
Wieland Edelmetall GmbH & Co., D-75179 Pforzheim
60. <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2 Spezial Einbettmasse für <sup>IPS</sup>Empress 2 Schichttechnik,  
LOT HL2001  
<sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2 Spezial Einbettmassen Liquid, LOT HL2002  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
61. <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2 Rohlinge 200 Typ 2 Klasse 1, LOT H13049  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
62. Multivac<sup>®</sup> 4  
Degussa AG, D-40474 Düsseldorf
63. Vorwärmofen Nabertherm Controller 527  
Nabertherm GmbH, D-28865 Lilienthal
64. Muffel <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
65. Aloxkolben <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2, 554070  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
66. EP 500 <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
67. Combilabor CL-FSG 94  
Heraeus Kulzer, D-63450 Hanau
68. Perlablast micro 50 µm  
Bego, D-28359 Bremen
69. Sonorex RK 102 H  
Bandelin, D-12207 Berlin
70. <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2 Invex, 554061  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
71. Korox 110  
Bego, D-28359 Bremen
72. Diamantscheibe Ø = 0,2 mm  
Buehler-Met GmbH, D-61273 Wehrheim
73. Dentinfarbe <sup>IPS</sup>Empress<sup>®</sup> 2  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein

74. Glasur- und Malfarbenfluid <sup>IPS</sup>Empress® 2  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
75. Universalglasurpaste <sup>IPS</sup>Empress® 2 Glasurbrand: Programat P 100  
Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
76. Wattekugeln
77. Sof-Lex® Pop-on Polierscheiben Nr. 1981 M / F / SF  
3M Dental Products, St. Paul, MN-55-144-1000
78. Thermocycling Gerät  
Blücher Elektronik, D-13353 Berlin
79. Universalprüfmaschine Z 005/TN2A  
Zwick GmbH&Co., D-89079 Ulm
80. Version 11.0  
SPSS GmbH, D-81669 München
81. Reduzier-Winkelstück Intracompact 2967 LHC LUX 2:1, 2700 U/min  
KaVo Dental GmbH, D-88400 Biberach / Riß

## 11.2 Abkürzungsverzeichnis

∅	Durchmesser
°	Grad
°C	Grad Celsius
°C/min	Grad Celsius pro Minute
µm	Mikrometer
%	Prozent
Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
BKM	Befestigungskomposit
bzw.	beziehungsweise
C-Faktor	Kavitäten-Konfigurationsfaktor
ca.	circa
CM	Kompomer
EBZ	endodontisch behandelte Zähne
E-Glas	elektrisches Glas
E-Modul	Elastizitätsmodul
Fasern/mm <sup>2</sup>	Fasern pro Quadratmillimeter
F <sub>max</sub>	maximale Belastbarkeit
g	Gramm
Ges	Gesamt
Gew-%	Gewichtsprozent
GF	glasfaserverstärkt
GFRC-Stifte	glasfaserverstärkte Kompositstifte
GIZ	Glasionomerzement
GPa	Gigapascal
H <sub>2</sub> O	Wasser
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Wasserstoffperoxid
H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	Phosphorsäure
HV	Vickershärte
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
KM	Komposit
l	Länge
lc	lichtinitiierte Polymerisation (lightcure)
ll	lineare Belastung
m-%	Masseprozent
max	maximal
Max	Maximum
µg x mm <sup>2</sup>	Mikrogramm mal Quadratmillimeter
Min	Minimum
min	Minuten
mind	mindestens
mm	Millimeter
mm Al	Millimeter Aluminium
mm <sup>3</sup> /g	Kubikmillimeter pro gramm
mm/min	Millimeter pro Minute
MPa	Megapascal
MPa/s	Megapascal pro Sekunde

mW/cm <sup>2</sup>	Milliwatt pro Quadratzentimeter
n	Anzahl
N	Newton
nm	Nanometer
N/mm <sup>2</sup>	Newton pro Quadratmillimeter
PE	Polyester
PMMA	Polymethylmethacrylat
sc	chemisch initiierte Polymerisation (selfcure)
s	Sekunden
S-Faktor	Schrumpfungsstress
S-Glas	hochfestes Glas
SZG	Schmelz-Zement-Grenze
TEGDMA	Triethylenglykol-Dimethacrylat
TML	thermomechanische Wechselbelastung
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
UHMWPE	ultrahoch-molekular-gewichtiges Polyethylen
U/min	Umdrehungen pro Minute
Vol-%	Volumenprozent
vs.	versus / gegen
z. B.	zum Beispiel
ZPZ	Zinkoxidphosphat-Zement

### **11.3 Danksagung**

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. W.-B. Freesmeyer für die Annahme der Dissertationsarbeit. Bei Herrn Dr. G. Sterzenbach möchte ich mich für die zahlreichen mit ihm geführten persönlichen und elektronischen Diskussionen bedanken. Den Mitarbeiterinnen des Zahntechnischen Labors des Zentrums für Zahnmedizin und dem Labor Rübeling + Klar gilt mein Dank für das Herstellen der Vollkeramikronen. Bei Herrn Dr. Dipl.-Ing. M. Rosentritt bedanke ich mich für die Durchführung der Kausimulation. Mein abschließender Dank gilt meiner Familie, meiner Freundin sowie meinen Freunden für ihre Unterstützung, Motivation und Ablenkung.



## 11.4 Publikationsliste

Naumann M, Rosentritt M, Nettesheim T, Sterzenbach G. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary. IADR PEF 2008, London (England); Abstract-nr. 0896.

Naumann M, Rosentritt M, Nettesheim T, Sterzenbach G. Load capability at different stages of post-endodontic restoration. IADR PEF 2007, Thessaloniki (Greece); Abstract-nr. 0282.

Sterzenbach G, Rosentritt M, Nettesheim T, Naumann M. Adhesive Cements as Core Build-ups for Postendodontic Restorations. IADR 87<sup>th</sup> General Session and Exhibition 2009; Abstract-nr. 959.

## 11.5 Erklärung an Eides Statt

„Ich, Tim Nettesheim, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:  
„Adhäsive Rekonstruktion endodontisch behandelter, oberer, mittlerer  
Schneidezähne mit glasfaserverstärkten Kompositaufbaustiften und  
Vollkeramikkronen – Eine vergleichende In-vitro-Untersuchung zum Einfluss von  
Restaurationsgrad, Versorgungsmaterial und Belastungsmethode auf die  
Belastbarkeit postendodontischer Versorgungen“ selbst verfasst und keine anderen  
als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe  
Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift