

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK  
PROF. DR. GERHARD HANDEL  
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Vergleichende Untersuchung der Bruchkräfte von  
Stiftversorgungen an Frontzähnen und an normierten Prüfkörpern**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Medizinischen Fakultät  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Florian Müller

2011

Dekan:

Prof. Dr. Bernhard Weber

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. Gerhard Handel

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. Dr. Peter Proff

Tag der mündlichen Prüfung:

15. Februar 2011

*meiner Familie gewidmet*

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>INHALTSVERZEICHNIS.....</b>	<b>1</b>
<b>1. EINLEITUNG.....</b>	<b>4</b>
<b>2. GRUNDLAGEN.....</b>	<b>7</b>
<b>2.1. Indikation von Wurzelstiften.....</b>	<b>7</b>
<b>2.2. Einteilung von Stiftsystemen.....</b>	<b>9</b>
<b>2.3. Wurzelstiftdesign.....</b>	<b>10</b>
2.3.1. Stiftdurchmesser.....	10
2.3.2. Stiftlänge.....	11
2.3.3. Aktive Wurzelstifte.....	11
2.3.4. Passive Wurzelstifte.....	12
<b>2.4. Wurzelstiftsysteme.....</b>	<b>13</b>
2.4.1. Individuelle Stiftsysteme.....	13
2.4.2. Halbkonfektionierte Stiftsysteme.....	14
<b>2.5. Wurzelstiftmaterialien.....</b>	<b>15</b>
2.5.1. Metallische Wurzelstifte.....	15
2.5.2. Keramische Wurzelstifte.....	17
2.5.3. Faserverstärkte Kompositwurzelstifte.....	17
<b>2.6. Bedeutung des Fassreifeneffektes.....</b>	<b>19</b>
<b>2.7. Komposite als Aufbaumaterialien für direkte Stifte.....</b>	<b>20</b>
2.7.1. MultiCore.....	21
2.7.2. Rebilda DC.....	22
<b>2.8. Befestigungsmaterialien.....</b>	<b>23</b>
2.8.1. Adhäsive Zementierung von Wurzelstiften.....	23
2.8.2. Variolink II.....	24
2.8.3. Rebilda DC.....	25
2.8.4. Monobond S.....	25
2.8.5. Ceramic Bond.....	26

<b>2.9. Adhäsivsysteme.....</b>	<b>26</b>
2.9.1. Mechanismen des adhäsiven Verbundes.....	26
2.9.2. Syntac.....	28
2.9.3. Futurabond DC.....	29
2.9.4. AdheSE.....	29
<b>2.10. Vollkeramische Kronen als definitive Restaurationen.....</b>	<b>30</b>
<b>2.11. Künstliche Probekörper als Alternative zu Humanzähnen.....</b>	<b>32</b>
<b>3. MATERIAL UND METHODE.....</b>	<b>34</b>
<b>3.1. Fragestellung.....</b>	<b>34</b>
<b>3.2. Das Versuchsdesign im Überblick.....</b>	<b>34</b>
<b>3.3. Einteilung der Prüfgruppen.....</b>	<b>35</b>
<b>3.4. Sockeln der Zähne und Herstellung des künstlichen Parodontiums.....</b>	<b>37</b>
<b>3.5. Präparation der Kanäle und Vorstellung der Stiftsysteme.....</b>	<b>38</b>
3.5.1. Vorbereitung der Humanzähne.....	38
3.5.2. Vorbereitung der PMMA-Prüfkörper.....	39
3.5.3. FRC Postec Plus.....	40
3.5.4. Rebilda Post.....	41
<b>3.6. Adhäsive Befestigung der Wurzelstifte.....</b>	<b>42</b>
3.6.1. FRC Postec Plus - Zementierung mit Variolink II.....	42
3.6.2. Rebilda Post - Zementierung mit Rebilda DC blau.....	43
<b>3.7. Herstellung der adhäsiv befestigten Stumpfaufbauten.....</b>	<b>44</b>
3.7.1. Herstellung der Duplierform für die Prüfgruppen 1, 2 und 3.....	44
3.7.2. Herstellung der Duplierform für die Prüfgruppen 4, 5 und 6.....	45
3.7.3. FRC Postec Plus - direkter Aufbau mit MultiCore Flow.....	46
3.7.4. Rebilda Post - direkter Aufbau mit Rebilda DC blau.....	47
<b>3.8. Herstellung und adhäsive Befestigung der Vollkeramikkronen.....</b>	<b>47</b>
3.8.1. Herstellung der Vollkeramikkronen.....	47
3.8.2. Adhäsive Befestigung der Vollkeramikkronen.....	49
<b>3.9. Alterung und Prüfung.....</b>	<b>50</b>
3.9.1. Kausimulation.....	50
3.9.2. Bruchfestigkeit.....	52
<b>3.10. Statistische Auswertung.....</b>	<b>56</b>
3.10.1. Mann Whitney U-Test.....	57
3.10.2. Boxplot.....	57

## Inhaltsverzeichnis

<b>4. ERGEBNISSE.....</b>	<b>58</b>
<b>4.1. Begutachtung der Prüfkörper nach Kausimulation.....</b>	<b>58</b>
<b>4.2. Bruchfestigkeiten.....</b>	<b>58</b>
4.2.1. Vergleich der Prüfgruppen mit Echzähnen.....	60
4.2.2. Vergleich der Prüfgruppen mit PMMA-Sockeln.....	61
4.2.3. Vergleich Echzahn mit PMMA-Sockel.....	62
<b>4.3. Optische Beurteilung der Prüfkörper.....</b>	<b>62</b>
4.3.1. Häufigkeitsverteilung der Bruchformen (Prüfgruppen 1, 2 und 3).....	63
4.3.2. Häufigkeitsverteilung der Bruchformen (Prüfgruppen 4, 5 und 6).....	65
<b>5. DISKUSSION.....</b>	<b>67</b>
<b>5.1. Material.....</b>	<b>67</b>
5.1.1. Humanzähne als Prüfkörper.....	67
5.1.2. Künstliche PMMA-Prüfkörper.....	68
5.1.3. Wurzelstiftmaterial und Wurzelstiftdesign.....	70
5.1.4. Adhäsive Befestigung der Wurzelstifte.....	71
5.1.5. Direkte Stumpfaufbauten aus Komposit.....	72
5.1.6. Adhäsive Eingliederung der vollkeramischen Frontzahnkronen.....	73
<b>5.2. Methodik.....</b>	<b>74</b>
5.2.1. Simulation des künstlichen Parodontiums.....	75
5.2.2. Kausimulation.....	76
5.2.3. Bruchfestigkeitsprüfung.....	78
<b>5.3. Ergebnisse.....</b>	<b>81</b>
5.3.1. Bruchfestigkeiten.....	81
5.3.2. Bruchformen.....	83
<b>5.4. Klinische Schlussfolgerungen.....</b>	<b>85</b>
<b>6. ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>87</b>
<b>7. LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>89</b>
<b>8. DANKSAGUNG.....</b>	<b>106</b>
<b>9. LEBENSLAUF.....</b>	<b>107</b>

## 1. EINLEITUNG

Die Frage nach dem korrekten Vorgehen bei der Versorgung von wurzelkanalgefüllten Zähnen stellt sich dem behandelnden Zahnarzt fast täglich. Dies wird durch die steigende Anzahl konservierender Maßnahmen in der Zahnheilkunde nur bekräftigt [KERN et al. (2006)]. Durch immer längeren Erhalt der eigenen Zähne wird die Lebensqualität von Erwachsenen und Senioren entscheidend verbessert. Die Entscheidung zur Stiftinsertion, die der Verankerung eines Aufbaus zur Rehabilitation tief zerstörter, endodontisch behandelnder Zähne dient, wird häufig getroffen. Bei alleiniger Betrachtung von Einzelzahnversorgungen kann beobachtet werden, dass in mehr als einem Drittel der Fälle die avitale Zähne unter Einzelzahnkronen mit einer Wurzelkanalfüllung und einem Stiftsystem versorgt sind [LEEMPOEL et al. (1985)].

Die Idee, eine prothetischen Konstruktion in einem Wurzelkanal zu verankern, reicht in der Geschichte der Zahnmedizin weit zurück. Schon im 18. Jahrhundert beschrieb der Franzose Pierre Fauchard die Möglichkeit, einer Krone Halt durch vorher in den Wurzelkanal inserierte Holzstifte zu geben. Durch Wasseraufnahme quollen diese jedoch an und induzierten vertikale Wurzelfrakturen. Die von Richmond (1880) und Logan (1885) propagierten Stiftkronen wurden in einem Stück gefertigt und umfassten den Wurzelstumpf kappenförmig, was 1976 von Eissmann als „ferrule effect“ beschrieben wurde [NERGIZ und SCHMAGE (2004)].

Als Folge verbesserter endodontischer Behandlungsmöglichkeiten in den 1950er Jahren war die Einführung der gegossenen Stiftaufbauten und damit die Trennung von Krone und Wurzelstift eine logische Weiterentwicklung der Richmond-Krone. Somit konnte die Krone unter Erhaltung des Wurzelstiftes erneuert werden. Zähne, die früher angesichts erheblicher Schäden extrahiert wurden, konnten nun erhalten werden. Die Wurzelkanalbehandlung und die Insertion eines gegossenen Stiftaufbaus wurde zur Routineanwendung [MORGANO und BRACKET (1999)]. Um den zeitaufwändigen und kostenintensiven Umweg über ein zahntechnisches Labor zu vermeiden, wurden konfektionierte Stiftsysteme Ende der 1970er Jahre eingeführt [MORGANO und MILOT (1993)]. Diese ermöglichen die Anfertigung eines Stiftstumpfaufbaus in nur einer Behandlungssitzung [HEYDECKE und PETERS (2002)]. Durch zum Präparationsinstrument formkongruente Wurzelstifte konnte die Passung der Stifte im Wurzelkanal erhöht werden.

## Einleitung

Es können aktive, mit einem Schraubengewinde versehene Stifte, von passiven Stiften, die Retention durch Friction paralleler Wände erhalten, unterschieden werden. Als Material für die Wurzelstifte wurde zuerst Metall, später auch Keramik verwendet. 1992 kamen erstmals karbonfaserverstärkte Kompositstifte auf den Markt, die aufgrund ihrer dunklen Farbe vor allem für den Frontzahnbereich als ästhetisch problematisch gelten [MORGANO und BRACKET (1999)]. Seit Ende der 1990er Jahre sind Wurzelstifte aus glasfaserversstärktem Komposit erhältlich. Diese weisen einen dentinähnlichen Elastizitätsmodul auf und sollen unter Belastung eine Biegung des gesamten Komplexes aus Zahn, Wurzelstift und Aufbau zulassen. Auf diese Weise sollen schwerwiegende Wurzelfrakturen vermieden werden [LASSILA et al. (2004)]. Ein Misserfolg bei der Stiftversorgung zerstört die Zahnwurzel nicht, sondern führt zur Lockerung des Stiftes bei Erhalt der Wurzel. Die Forderung nach Retention des Wurzelstiftes bei gleichzeitiger Schonung verbliebener Zahnhartsubstanz führte zur Entwicklung wurzelanaloger Stiftformen.

Sobald ein avitaler Zahn mit starker Zerstörung der Zahnhartsubstanz versorgt werden soll, wird der behandelnde Zahnarzt vor Insertion eines Wurzelstifts vor entscheidende Fragen gestellt [REISSMANN und HEYDECKE (2008)]:

- Muss und kann ein Stift gesetzt werden?
- Welche Form sollte der Stift aufweisen?
- Aus welchen Material sollte der Stift bestehen?
- Wie muss der Stift befestigt werden?
- Ist der Zahn prothetisch zu versorgen?

Ein Stift wird zur Retentionserhöhung eines Aufbaus und der definitiven Kronenversorgung gesetzt [COHEN et al. (2000)]. Die Schonung verbliebener Zahnhartsubstanz und die Präparation eines Fassreifens werden als entscheidende Maßnahmen zur Festigkeitssteigerung der gesamten Restauration gefordert [NAUMANN et al. (2006d)]. Ein ideales Stiftsystem sollte bezahlbar, sicher und zuverlässig sein. Daneben werden physikalische Eigenschaften ähnlich denen des Dentins, maximale Retention bei möglichst wenig entferntem Dentin, gleichmäßige Verteilung der funktionell einwirkenden Kräfte entlang der Wurzeloberfläche und ästhetische Kompatibilität mit der definitiven Rekonstruktion und den angrenzenden Geweben angestrebt. Außerdem sollte auf gute Retention des Aufbaus, leichte Entfernbarkeit und einfache Anwendung geachtet werden [FERNANDES et al. (2003)].

## Einleitung

Eine klinische Studie ist das beste Verfahren, um die Auswirkungen einer medizinischen Behandlung oder den Gebrauch neuer Materialien zu überprüfen. Jedoch werden diese Untersuchungen durch beschränkte finanzielle Mittel, eine kleine Anzahl an Probanden oder eine große Streuung der Ergebnisse limitiert. Zudem wird meist über einen langen Zeitraum beobachtet [HICKEL et al. (2007)], was In-vivo-Prüfungen der in immer kürzeren Abständen entwickelten Materialien erschwert [NAUMANN et al. (2005a)].

Antworten auf die oben gestellten Fragen können aber auch durch aussagekräftige In-vitro-Studien, deren Ergebnisse klinisch bestätigt werden müssen, gegeben werden. Deshalb ist das wissenschaftliche Interesse und der Forschungsbedarf zu Stiftaufbauten seit Jahren sehr hoch [REISSMANN und HEYDECKE (2008)].

Ziel dieser In-vitro-Studie war die Untersuchung der Bruchkräfte und Bruchmuster von Frontzahnversorgungen bestehend aus Glasfaserstift, Kompositaufbau und Vollkeramikkrone. Die Ergebnisse sollten mit Werten an PMMA-Prüfkörpern in einem normierten Prüfverfahren verglichen werden. Somit sollte geklärt werden, ob die Verwendung von PMMA-Sockeln in diesem Versuchsaufbau zur Abschätzung der Bruchkräfte von Stiftversorgungen geeignet scheint.

## 2. GRUNDLAGEN

### 2.1. Indikation von Wurzelstiften

Ein Aufbaustift wird in den präparierten Wurzelkanal eines natürlichen Zahnes zementiert, wodurch er der Versorgung aus Aufbau und künstlicher Krone den nötigen Halt gibt und der Restauration die nötige Festigkeit bietet [The Glossary of Prosthodontic Terms (2005)]. Die Entscheidung zur Insertion eines Wurzelstiftes hängt im Wesentlichen von der verbliebenen, gesunden Restzahnhartsubstanz ab. Voraussetzung ist jedoch immer die erfolgreich abgeschlossene endodontische Behandlung, wobei eine suffiziente Wurzelfüllung ungefähr 1 mm vor dem röntgenologischen Apex endet. Die Wurzelkanalbehandlung wird sowohl als Folge einer durch Karies verursachten Infektion der Pulpa, als auch auf Grund eines Zahntraumas notwendig. Beides ist oft mit erheblichem Zahnhartsubstanzverlust verbunden, was die Versorgung mit einer Krone zur ästhetischen und funktionellen Rehabilitation notwendig macht.

Bei einer Restzahnhartsubstanz, die eine sichere Retention von Aufbau und Krone nicht mehr gewährleisten kann, wird eine Verankerung des Aufbaus im Wurzelkanal angestrebt [PEROZ et al. (2005)]. Im Gegensatz zu Molaren, die überwiegend axial belastet werden, treten bei Frontzähnen während der Kaubelastung auch Kräfte auf, die den Zahn nicht nur in axialer Richtung belasten [PETERS et al. (1983)]. Der Stiftaufbau gilt hier als Methode der Wahl. Im Molarengebiet ist die Verankerung eines Aufbaus durch einen Wurzelstift oft unnötig, da meist genügend Restzahnhartsubstanz vorhanden ist und die Seitenzähne eher in axialer Richtung belastet werden [HEYDECKE und PETERS (2002)].

In In-vitro-Studien konnte gezeigt werden, dass in der Regel durch die mechanische Erweiterung des Wurzelkanals während der endodontischen Behandlung eine minimale Schwächung des Zahnes erfolgt [REEH et al. (1989), SEDGLEY und MESSER (1992), DIETSCHI et al. (2007)]. Dies führt zu dem Schluss, dass vorrangig die verbliebene Restzahnhartsubstanz die Stabilität der Endversorgung beeinflusst. Die Stiftversorgung stellt folglich keine Maßnahme dar, die den endodontisch behandelten Zahn stabilisiert oder verstärkt. Vielmehr trägt der mit der Präparation der Stiftkavität verbundene Zahnhartsubstanzverlust zur Schwächung des gesamten Zahnes bei [GUZY und NICHOLLS (1979), SORENSEN und MARTINOFF (1984), HEYDECKE et al. (1999), BARATIERI et al. (2000), SOARES et al. (2007)].

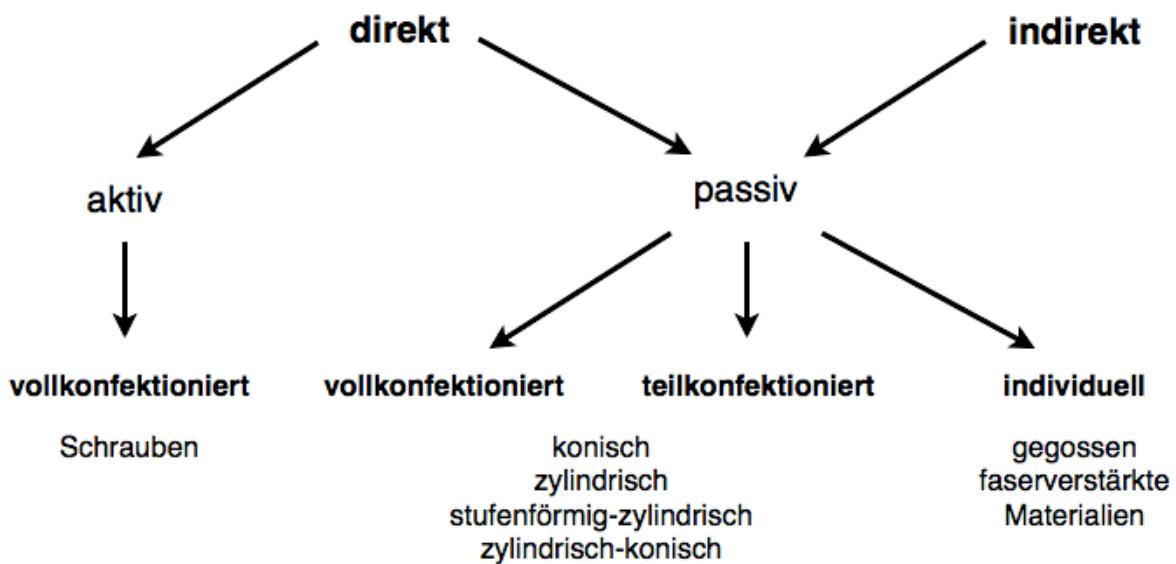
Im Übrigen wird der Zahn durch die Präparation der endodontischen Zugangskavität mit Entfernung des Pulpenkammerdaches, aber auch durch Revisionen von Wurzelfüllungen oder Wurzelspitzenresektionen geschwächt. Der Wurzelstift dient also an erster Stelle der Retention des Aufbaumaterials [DIETSCHI et al. (2007)].

Endodontisch behandelte Zähne sollen nicht kategorisch mit einem Wurzelstift versehen werden [DIETSCHI et al. (2008)]. Es gibt aber keine klare Definition, die besagt, ab welchem Maß an Zahnhartsubstanzverlust die Indikation zur Stiftsetzung besteht. PEROZ et al. schlugen 2005 die folgende Einteilung vor. Zu beachten ist, dass Kavitätenwände, die eine Dicke von 1 mm unterschritten haben, nicht als stabilisierende Zahnhartsubstanzen angesehen werden können:

- Bei vier verbliebenen, mindestens 1 mm dicken Kavitätenwänden, wird kein Wurzelstift benötigt. Dies entspricht einer okklusalen Zugangskavität. Hier steht die Adhäsivtechnik im Vordergrund, die sich durch geringe Invasivität auszeichnet und das Risiko einer iatrogenen Wurzelperforation vermeidet [REEH et al. (1989)].
- Bei zwei oder drei verbliebenen Kavitätenwänden kann ein Stift gesetzt werden. Jedoch sind auch hier die Möglichkeiten der Adhäsivtechnologie zu bevorzugen. AUSIELLO et al. (1997) konnten zeigen, dass Komposite in Verbindung mit Dentinbondingsystemen einen stabilisierenden Effekt auf den zu versorgenden Zahn ausüben. Wurzelkanalbehandelte Prämolen, deren MOD-Kavitäten adhäsiv versorgt wurden, erzielten vergleichbare Bruchwerte zu unberührten Zähnen. Bei Frontzähnen mit approximalen Kavitäten wird durch die Stiftinsertion kein Vorteil erreicht [STRUB et al. (2001)]. Zur Steigerung der Retention des Aufbaus kann die Wurzelfüllung trichterförmig und unter Berücksichtigung der Kanalanatomie bis ungefähr 2 - 3 mm unterhalb des Kanaleingangs entfernt werden. Nach Applikation einer dünnen Zementschicht auf die Wurzelkanalfüllung wird der Kompositaufbau angefertigt [CATHRO et al. (1996)].
- Bei einer verbliebenen Kavitätenwand ist der Stiftaufbau unumgänglich, wobei im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahngebiet auf zahnfarbene Wurzelstifte zurückgegriffen werden sollte.
- Ist keine Kavitätenwand mehr vorhanden, muss ein Stift zur Retention des Aufbaumaterials gesetzt werden. Die Präparation eines Fassreifens wirkt Zahnfrakturen entgegen [SORENSEN und ENGELMANN (1990a)]. BOLHUIS et al. (2001) halten den Fassreifeneffekt in Hinblick auf die Gesamtstabilität wichtiger als die eigentliche Insertion des Wurzelstiftes.

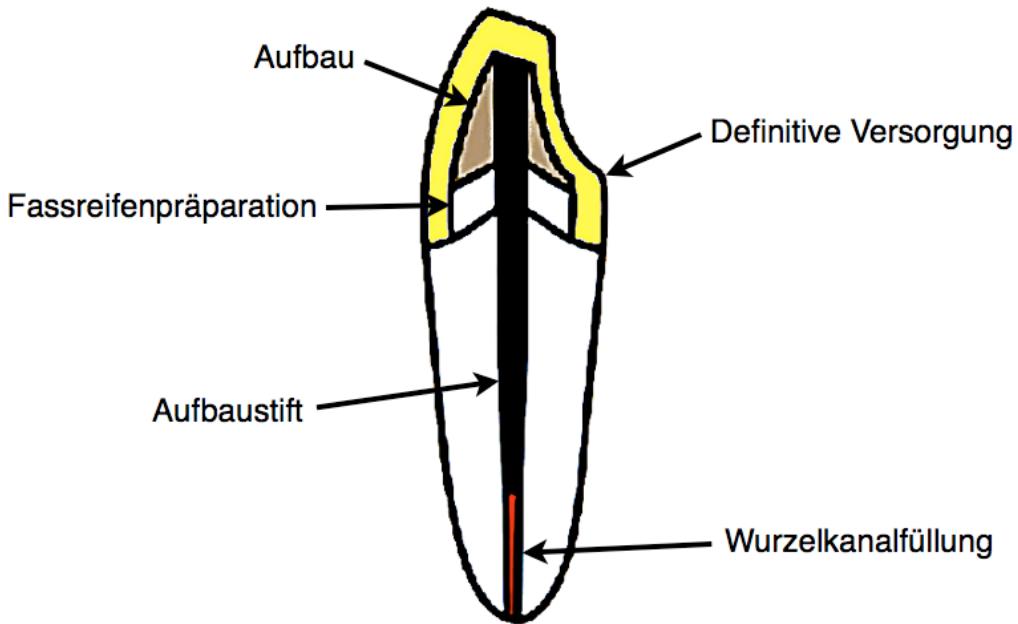
## 2.2. Einteilung von Stiftsystemen

Abbildung 1 zeigt eine Einteilung der unterschiedlichen Stiftstumpfaufbauten. Diese werden nach Art der Verarbeitung (direkt/indirekt), nach Art des Einbringens in den Wurzelkanal (aktiv/passiv), nach der Verwendung vorgefertigter Anteile und nach dem Design des Wurzelstiftkörpers eingeteilt.



*Abbildung 1: Klassifizierung der Stiftstumpfaufbauten nach einem Einteilungsentwurf des Arbeitskreises „Aufbaustifte“, Arbeitsausschuss „Füllungswerkstoffe“, Normenausschuss Dental, Deutsches Institut für Normung e.V. (DIN)*

Ein Stiftstumpfaufbau kann entweder individuell gegossen bzw. gepresst werden, oder ergibt sich als Kombination aus einem konfektionierten Wurzelstift und einem aus plastischem Restaurationsmaterial hergestellten Stumpfaufbau. Der Aufbau soll die verlorengangene Zahnhartsubstanz ersetzen und der definitiven Restauration Halt bieten. Wenn andere, weniger invasive Techniken zur Retention des Aufbaus ausscheiden, schafft der Wurzelstift die erforderliche Retention für den Aufbau (Abbildung 2). Das Befestigungsmaterial soll den Stiftaufbau dauerhaft im endodontisch behandelten Zahn fixieren und den Wurzelkanal zuverlässig gegen Mikroorganismen aus dem Speichel abdichten [EDELHOFF und SPIEKERMANN (2003)].



*Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Stiftstumpfaufbaus*

Eine bakterielle Kontamination der Stiftkavität mit Speichelbakterien ist während der Präparation zu vermeiden. Dies könnte die Prognose des Zahnes verschlechtern. HELING et al. (2002) empfehlen die Verwendung von Kofferdam und die Desinfektion der Stiftkavität mit einem geeigneten Desinfektionsmittel nach der Präparation.

## 2.3. Wurzelstiftdesign

### 2.3.1. Stiftdurchmesser

Der Stiftdurchmesser sollte ein Drittel des Wurzelquerschnitts nicht überschreiten, wobei die Dentinwände um den Wurzelstift nach Stiftpräparation eine Mindestdicke von 1 mm aufweisen müssen [LLOYD und PALIK (1993)]. Ein größerer Durchmesser erhöht die Retentionsfläche nur geringfügig. Vielmehr schwächt er den Zahn durch unnötige Entfernung gesunder Zahnhartsubstanz [SORENSEN und MARTINOFF (1984), SOARES et al. (2008)] und wirkt sich dadurch negativ auf dessen Überlebenswahrscheinlichkeit aus. Tendenziell sollten eher kleinere Durchmesser zum Einsatz gebracht werden [SIRIMAI et al. (1999), MOU et al. (2009)]. Außerdem scheint die Stiftpassung vor adhäsiver Zementierung keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Restauration zu haben [BÜTTEL et al. (2009)].

### **2.3.2. Stiftlänge**

Die Retention des Stiftes wird durch seine Länge im Wurzelkanal beeinflusst [NERGIZ et al. (2002)]. Ein längerer Stift bietet mehr Retentionsfläche und kann die einwirkenden horizontalen Kräfte besser kompensieren. Die Länge des Wurzelstiftes sollte zwei Drittel der Wurzellänge erreichen. Außerdem wird eine Wurzelstiftlänge, die mindestens der Kronenlänge entspricht, angestrebt [STOCKTON (1999)]. Die Wurzelfüllung soll im apikalen Bereich der Wurzel auf einer Länge von 4 bis 6 mm belassen werden, da bei Füllhöhen unter 3 mm die dichte apikale Versiegelung nicht mehr garantiert werden kann [WU et al. (1998), ABRAMOVITZ et al. (2001)]. Jedoch sind diese Vorgaben in vielen klinischen Situationen nicht einzuhalten.

NISSAN et al. (2001) konnten zeigen, dass bei Verwendung kürzerer zylindrischer oder konischer Stifte der Retentionsverlust durch adhäsive Zementierung im Wurzelkanal ausgeglichen werden kann. Darüber hinaus wird das Perforationsrisiko bei Präparation der Kavitäten für kürzere Wurzelstifte gesenkt [DIETSCHI et al. (2008)].

### **2.3.3. Aktive Wurzelstifte**

Wurzelstifte mit Gewinden, die in das Dentin eingeschraubt werden und somit eine retentive Verankerung erlangen, werden als aktive Wurzelstifte bezeichnet. Die Form der Schraube ist variabel (konisch, zylindrisch, zylindrisch-konisch). Zudem besteht bei manchen Systemen die Möglichkeit, das Gewinde vorzuschneiden. Aktive, zylindrische Wurzelstifte erzielen die höchsten Retentionswerte [KURER et al. (1977), RUEMPING et al. (1979), STANDLEE et al. (1978)]. Jedoch können beim Eindrehen der Schrauben hohe Spannungen auftreten [STANDLEE et al. (1982)]. Diese Spannungsspitzen können Infrakturen oder Frakturen des Wurzeldentins zur Folge haben [STANDLEE et al. (1982), ROLF et al. (1992), THORSTEINSSON et al. (1992)]. Bei Abwägung von Nutzen und Risiken der Schraubenanker gilt die Verwendung aktiver Wurzelstifte heute als umstritten [SCHMITTER et al. (2007)]. Dennoch stellen Schrauben mit einem Anteil von 47,4% das unter deutschen Zahnärzten am häufigsten verwendete, konfektionierte metallische Stiftsystem dar [NAUMANN und LANGE (2003)].

### 2.3.4. Passive Wurzelstifte

Passive Wurzelstifte besitzen keine Schraubengewinde, durch welche im Wurzeldentin Retention erreicht wird. Sie können eine konische, zylindrische oder zylindrisch-konische Form, sowie verschiedene Beschichtungen aufweisen. Retention finden diese Stiftsysteme über konventionelle oder adhäsive Zementierung. Der retentive Halt entsteht erst nach Zementierung durch Friktion. Dabei wird bewusst in Kauf genommen, dass die Retention dieser Systeme geringer ist, als die von geschraubten Ankern:

- Konische Wurzelstifte zeichnen sich durch einen nach apikal abnehmenden Stiftdurchmesser aus und erlauben somit maximale Stiftlängen. Dies soll die Konzentration von Spannungsspitzen in der apikalen Region vermindern, was durch die Vermeidung spitzer Winkel im Stiftdesign und den Erhalt von Zahnhartsubstanz im apikalen Bereich des Wurzelstiftes erreicht werden soll [FERNANDES und DESSAI (2001)]. Die Übertragung der auftreffenden Kaukräfte wird auf eine möglichst große Wurzeloberfläche gelenkt. Der höhere Zahnhartsubstanzverlust im koronalen Bereich ist aber als nachteilig zu bewerten. Zudem weisen konische Stifte im Vergleich zu zylindrischen Stiften geringere Retentionswerte auf [JOHNSON und SAKAMURA (1978)].
- Zylindrische Wurzelstifte besitzen über die gesamte Stiftlänge den gleichen Durchmesser, was zu besseren Retentionswerten und einer höheren Bruchresistenz des Stiftes führt [PEUTZFELDT et al. (2008)]. Allerdings muss im apikalen Bereich der Stiftpräparation mehr Zahnhartsubstanz geopfert werden, was dort zu höheren Belastungen führt. Zudem steigt die Perforationsgefahr bei Präparation dieser Stiftformen. Neueren Studien zufolge besteht in Bezug auf erreichbare Bruchwerte kein signifikanter Unterschied zwischen einem konischen und einem zylindrischen Wurzelstiftdesign [NAUMANN et al. (2005b), SIGNORE et al. (2009)].
- Zylindrisch-konische Wurzelstifte stellen eine Hybridform dar. Der Stift ist im koronalen Bereich parallelisiert und im apikalen Bereich verläuft er konisch. Vorteilhaft sind die anatomische Kongruenz mit dem Wurzelkanal und die damit verbundene Zahnhartsubstanzschonung. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Wurzelstifte FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) und Rebilda Post (Voco, Cuxhaven, D) besitzen eine zylindrisch-konische Form.

Tabelle 1 zeigt aktive und passive Wurzelstifte im Vergleich.

	<b>Aktive Wurzelstifte</b>	<b>Passive Wurzelstifte</b>		
	Gewinde	Konisch	Zylindrisch	Zylindrisch-konisch
<b>Vorteile</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Höchste Retention</li> <li>• Zeitsparend</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gute Passgenauigkeit</li> <li>• Geringer apikaler Substanzerlust</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Höhere Retention als konische Stifte</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gute Retention</li> <li>• Geringer apikaler und koronaler Substanzerlust</li> </ul>
<b>Nachteile</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Spannungsspitzen bis zur Wurzelfraktur</li> <li>• Hoher Substanzerlust</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Erhöhter koronaler Substanzerlust</li> <li>• Geringere Retention</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Erhöhter apikaler Substanzerlust</li> <li>• höhere Perforationsgefahr</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ungleichmäßige Spannungsverteilung</li> </ul>
<b>Beispiel</b>	Radix-Anker (Dentsply, Maillefer, D)	Hofmann-ER-Stift (Brasseler, Lemgo, D)	ParaPost Fiber Lux (Coltene/Whaledent, Langenau, D)	FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL)

Tabelle 1: Zusammenfassung und Vergleich von aktiven und passiven Wurzelstiften

## 2.4. Wurzelstiftsysteme

### 2.4.1. Individuelle Stiftsysteme

Der individuelle, gegossene Stiftaufbau galt vor allem für Frontzähne lange Zeit als der Goldstandard, sobald die Indikation zur Stiftsetzung bestand [HEYDECKE und PETERS (2002)]. Obwohl der Trend zu konfektionierten Stiftaufbauten, die in einer Sitzung hergestellt werden können, geht, haben gegossene Stiftaufbauten durchaus ihre Indikation bei stark geschädigten Zähnen mit vier fehlenden Kavitätenwänden oder voraussichtlicher starker Belastung durch die prothetische Versorgung [BALKENHOL et al. (2007)]. Auch für zervikal ovale oder sehr weite Kanaleingänge, die durch kariöse Defekte oder übermäßige Kanalaufbereitung entstanden sind, gilt die Indikationen für individuelle Stiftstumpfaufbauten mit hoher Formkongruenz zum Wurzelkanal [GRANDINI et al. (2005)].

Die Zeit zwischen Stiftbohrung und Stiftzementierung sollte so kurz wie möglich sein, um einen endodontischen Misserfolg abzuwenden [JUNG et al. (2007)]. Die Überlebensraten über sechs Jahre liegen in Studien von BERGMAN et al. (1989) und CREUGERS et al. (1993) für gegossene Stiftaufbauten bei ca. 90% und für stiftverankerte Kompositaufbauten bei 81%. Jedoch konnten HEYDECKE und PETERS (2002) ebenso wie JUNG et al. (2007) keinen Unterschied in den Überlebensraten zwischen individuellen und konfektionierten Stiftsystemen feststellen.

Individuelle Stiftsysteme können nach ihrer Herstellung in ein indirektes und ein direktes Verfahren unterteilt werden.

- Beim indirekten Verfahren werden Kunststoffstifte, die meist einem Norminstrument zuzuordnen sind, als Platzhalter im präparierten Wurzelkanal verwendet [MILLER (1982)]. Während der Abdrucknahme mit einem elastischen Material verbleibt dieser in der abgebundenen Abformmasse. Der Stiftaufbau wird auf dem Meistermodell modelliert und in das gewünschte Material umgesetzt [KÖRBER (1995)]. Als Alternative bieten sich angussfähige oder anpressfähige Stifte an. Der an den Metall- oder Keramikstift modellierte Aufbau wird an diesen angegossen bzw. angepresst.
- Beim direkten Verfahren wird der Aufbau im Mund des Patienten mit ausbrennfähigem Material an den definitiven Stift modelliert. Im Labor erfolgt dann die Umsetzung in den einteiligen Stiftstumpfaufbau [MILLER (1982)].

#### **2.4.2. Halbkonfektionierte Stiftsysteme**

Halbkonfektionierte Stiftaufbauten setzen sich aus einem konfektionierten Wurzelstift und einem Aufbau aus einem plastischen Material zusammen. In einer Sitzung werden der Wurzelstift zementiert und der plastische Aufbau direkt im Mund des Patienten hergestellt. Im Anschluss kann der Zahn für die Aufnahme einer prothetischen Versorgung beschliffen werden [KOVARIK et al. (1992)]. Dies ist zeitsparender und weniger kostenintensiv als der gegossene Stiftaufbau. Zudem ergeben sich Vorteile in den biomechanischen und ästhetischen Eigenschaften der verwendeten Werkstoffe [JUNG et al. (2007)].

Der Behandler hat bei der Auswahl der Materialien des Wurzelstiftes und des plastischen Aufbaus vielfältige Möglichkeiten. Auf dem Markt sind über 100 verschiedene Wurzelstifte erhältlich, die sich in Material, Design und der Oberflächenstruktur unterscheiden [TORBJÖRNER und FRANSSON (2004a)]. Konfektionierte Stifte sind indiziert, wenn eine Stiftverankerung nötig ist, jedoch mindestens eine verbliebene Kavitätenwand zur Retention des Aufbaus nach der Kronenpräparation verbleibt.

## 2.5. Wurzelstiftmaterialien

Tabelle 2 führt Vor- und Nachteile auf, die die unterschiedlichen Stiftmaterialien auszeichnen. Von jedem Material wird neben elektrochemischer Unbedenklichkeit auch eine hohe Bruchfestigkeit und Passgenauigkeit gefordert. Ebenso sollte das Material einfach zu verarbeiten sein [EDELHOFF und SPIEKERMANN (2003)] und den ästhetischen Ansprüchen von Zahnarzt und Patient genügen. Zudem ist im Fall der Revisionsbedürftigkeit der Wurzelkanalfüllung oder bei Fraktur des Aufbaustiftes eine leichte Entfernbartkeit der Versorgung wünschenswert [FERRARI et al. (2000b)]. Eine entscheidende Rolle bei der Auswahl des Wurzelstiftmaterials spielt der Elastizitätsmodul. Allerdings wird dessen Einfluss in der Literatur kontrovers diskutiert [TORBJÖRNER und FRANSSON (2004a)].

	Metall	Faserverstärktes Komposit	Zirkoniumoxid-keramik
<b>Vorteile</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Umfangreiches Systemangebot</li> <li>Klinische Langzeiterfahrung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Günstige Biomechanik</li> <li>Revidierbar</li> <li>Günstige optische Eigenschaften (bei Glasfaserverstärkung)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Weisse Farbe</li> <li>Transluzenz</li> <li>Biokompatibilität</li> <li>hohe Festigkeit</li> </ul>
<b>Nachteile</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Korrosionsproblematik</li> <li>Ungünstige optische Eigenschaften</li> <li>Hoher E-Modul</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Flexibilität des Aufbaus</li> <li>Hohe WAK-Differenz zur Zahnhartsubstanz</li> <li>Kaum klinische Langzeiterfahrung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Extrem hoher E-Modul</li> <li>Extrem hohe Härte</li> <li>Nicht revidierbar</li> <li>Kaum klinische Langzeiterfahrung</li> </ul>
<b>Beispiel</b>	Hofmann-ER-Stift (Brasseler, Lemgo, D)	FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL)	Cosmopost (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL)
<b>E-Modul [GPa]</b>	110	50	200

*Tabelle 2: Vor- und Nachteile verschiedener Wurzelstiftmaterialien, modifiziert nach EDELHOFF und SPIEKERMANN (2003)*

### 2.5.1. Metallische Wurzelstifte

Individuelle und halbkonfektionierte Stiftsysteme bedienen sich Wurzelstiftmaterialien aus Metall. In Bezug auf die Überlebenswahrscheinlichkeit von wurzelkanalbehandelten Zähnen können statistisch keine signifikanten Unterschiede zwischen mit metallischen Stiften versorgten Zähnen und Zähnen ohne Wurzelstift festgestellt werden [CREUGERS et al. (2005), FOKKINGA (2007)].

## Grundlagen

Diese langjährigen klinischen Studien unterstützen die These, dass ein Stift nicht den Zahn stabilisiert, sondern nur der Verankerung des Aufbaumaterials dient.

Aus ästhetischen Gesichtspunkten bringen metallische Stifte und Metallaufbauten jedoch einige Probleme mit sich. Wird ein Zahn mit einem metallischen Stiftaufbau versorgt, kann es zu Verfärbungen der umliegenden Gewebe kommen. Der Grund hierfür ist, dass das Licht durch die transluzente Gingiva und die Zahnhartsubstanz dringt, auf den lichtundurchlässigen Stift trifft und reflektiert wird [SIMON und PAFFRATH (1995)]. Dies wird speziell im Frontzahngebiet des Oberkiefers bei hoher Lachlinie als störend empfunden. Zudem kann es zur Korrosion des Stiftaufbaus kommen, was Einlagerungen von Zersetzungprodukten in dentale oder gingivale Gewebe zur Folge haben kann. Als mögliche Folgen wären Verfärbung, Reizung und Entzündung der Gingiva zu nennen [WIRZ und CHRIST (1982)]. Aus diesem Grund werden nur hochgoldhaltige Legierungen für individuelle Stiftaufbauten und Titanlegierungen für konfektionierte Wurzelstifte empfohlen.

In Bezug auf ihre Bruchfestigkeiten stellen Titanstifte in Verbindung mit Kompositaufbauten eine Alternative zu gegossenen Stiftaufbauten dar [ROSENTRITT et al. (2000a)]. Jedoch erzeugen metallische Stifte aufgrund ihres hohen Elastizitätsmoduls Spannungsspitzen am Übergang der apikalen Wurzelstiftspitze zum Wurzeldentin [PEGORETTI et al. (2002)], was das Risiko von Wurzelfrakturen erhöht [BOLHUIS et al. (2004), LASSILA et al. (2004)]. Die Frakturlinien dieser „katastrophalen“ Wurzelfrakturen liegen weit subgingival und machen eine prothetische Versorgung des Zahnes unmöglich. Dies führt unweigerlich zur Extraktion des Zahnes.

Finite-Elemente-Analysen widersprechen jedoch dieser Argumentation. Bei Belastung sinkt der stiftaufbaubedingte Stress mit steigendem Elastizitätsmodul in der Reihenfolge Glasfaser, Titan und Zirkoniumoxid [ASMUSSEN et al. (2005)]. Dies ermöglicht die Verwendung geringerer Stiftdurchmesser, was der Forderung nach maximaler Zahnhartsubstanzschonung nachkommt [SORENSEN et al. (2001)]. Die Rigidität metallischer Stifte wirkt einer Verformung des Stiftstumpfaufbaus entgegen, senkt die Belastung im kritischen zervikalen Bereich des Zahnes und reduziert somit das durch Öffnung der Zementfuge induzierte Sekundärkariesrisiko [LAMBJERG-HANSEN und ASMUSSEN (1997)].

### **2.5.2. Keramische Wurzelstifte**

Auf den Suche nach Alternativen zu metallischen Stiften wurden vollkeramische Stifte entwickelt, die sich durch hervorragende ästhetische Eigenschaften und eine sehr gute Biokompatibilität auszeichnen [KOUTAYAS und KERN 1999]). Dies wird auf die vergleichbaren Transluzenzen von Keramik und Dentin zurückgeführt. Somit wird auch die Farbwirkung der vollkeramischen Krone verbessert. Der Stift schimmert nicht durch die zervikalen Anteile der Gingiva. Deshalb werden keramische Wurzelstifte in Verbindung mit Vollkeramikkronen speziell im Frontzahnbereich empfohlen [KERN et al. (1998), CAROSSA et al. (2001)]. Außerdem entstehen keine Verfärbungen der Gingiva durch Korrosionsprodukte. Zirkoniumoxidkeramik ( $ZrO_2$ ) dient als Ausgangsprodukt für die Herstellung zahnfarbener, konfektionierter Wurzelstifte [MEYENBERG et al. (1995)], wobei zwischen einem indirekten und einem direkten Verfahren gewählt werden kann. Die indirekte Herstellung eines vollkeramischen Stiftstumpfaufbaus erfolgt nach Abformung und Modellherstellung in einem zahntechnischen Labor. Die Aufbaukeramik wird an einen konfektionierten Zirkoniumumoxidstift angepresst.

Die Bruchfestigkeiten von keramischen Stiftstumpfaufbauten sind mit gegossenen Stiftaufbauten vergleichbar [BUTZ et al. (2001)] und können zur Versorgung endodontisch behandelter Zähne empfohlen werden [HEYDECKE et al. (2002)]. Jedoch zeigen sie geringere Retentionswerte als metallische Stifte und sind noch nicht in kleinen Durchmessern erhältlich [TORBJÖRNER und FRANSSON (2004a)]. Die Verbindung eines Zirkoniumumoxidstiftes mit einem Kompositaufbau wird nicht empfohlen [BUTZ et al. (2001)].

### **2.5.3. Faserverstärkte Kompositwurzelstifte**

In den 1990er Jahren wurden verstärkte Anstrengungen unternommen, die mechanischen Eigenschaften eines Wurzelstiftes den Gegebenheiten im aufbereiteten Wurzelkanal anzupassen. Der Elastizitätsmodul des Wurzelstiftes sollte dem des Dentins entsprechen [SORENSEN et al. (2001), PEGORETTI et al. (2002)]. Aus diesem Grund wurden faserverstärkte Kompositstifte (Fibre Reinforced Composite Posts) entwickelt [CORMIER et al. (2001), NEWMAN et al. (2003)]. Bei Fraktur des Stiftes konnte bei vornehmlich zu erwartenden zervikalen oder leicht subgingivalen Frakturverläufen im Vergleich zu metallischen Stiften ein steigender Anteil wiederversorgbarer Zähne erfasst werden [FOKKINGA et al. (2004)]. In Finite-Elemente-Analysen konnte gezeigt werden, dass die Belastungsmaxima bei faserverstärkten Stiftsystemen, im Gegensatz zu metallischen Stiften, in der zervikalen

Region des Zahnes liegen. Dies wird auf die Flexibilität des Materials und auf den niedrigeren Elastizitätsmodul des Faserstiftes zurückgeführt [STEWARDSON et al. (2010)]. Ferner können niedrigere Spannungsspitzen im Inneren des Wurzeldentins nachgewiesen werden, was auf die Ähnlichkeit der Elastizitätsmoduli von Kompositstift und Dentin zurückgeführt wird [PEGORETTI et al. (2002)]. Der Rückgang an Wurzelfrakturen wird durch das Phänomen der elastizitätsmodulbedingten Kompensation stressinduzierter Wurzelfrakturen erklärt [LASSILA et al. (2004)].

Die Kompositwurzelstife werden mit Karbon- oder Glasfasern verstärkt. Um eine Verbindung zur Polymermatrix eingehen zu können, werden die Fasern während der Herstellung der Stife silanisiert. Unter Belastung lässt der Faserstift eine gewisse Deformation zu, wodurch eine Spannungsverteilung zwischen Aufbaustift und Dentin ermöglicht wird [BATEMAN et al. (2003), GRANDINI et al. (2008)]. Dadurch sinkt das Risiko für Wurzelfrakturen [ISIDOR et al. (1996)]. Andererseits konzentrieren sich Spannungen im Bereich der Zementfuge, was die Retention des Wurzelstiftes beeinträchtigen kann [BOLHUIS et al. (2004)]. Die Glasfasern stellen die stressabsorbierende Komponente des Wurzelstiftes dar. Dies hat zur Folge, dass die Ermüdungsfestigkeit des Komposit erhöht wird und Risse gestoppt oder abgelenkt werden. Die Faserrichtung in der Polymermatrix ist von entscheidender Bedeutung für die mechanischen Eigenschaften. Ein anisotroper Verstärkungseffekt kann bei unidirektionalen, kontinuierlichen Fasern gegenüber gewobenen Fasern nachgewiesen werden [BARAN et al. (2001)]. Der Elastizitätsmodul ist also abhängig von der Belastungsrichtung.

Zwar reduziert der niedrigere Elastizitätsmodul bei Faserstiften das Auftreten von Wurzelfrakturen, die Belastbarkeit im Vergleich zu metallischen Stiften ist aber reduziert [TORBJÖRNER und FRANSSON (2004b)]. So zeichnen sich Faserstifte durch eine signifikant niedrigere Belastbarkeit als gegossene Stiftaufbauten aus [FOKKINGA et al. (2004)]. Im Gegensatz zu metallischen oder keramischen Stiften, die sehr schwierig zu entfernen sind [CASTRISOS et al. (2002), CHANDLER et al. (2003)], können Faserstifte mit entsprechenden Bohrern, die den Verbund von Fasern und Matrix zerstören, zum Teil wieder entfernt werden [GESI et al. (2003), LINDEMANN et al. (2005)]. Der Zahn kann mit Hilfe eines neu applizierten Stiftes wiederholt versorgt werden.

Dem Behandler stehen verschiedene Faserarten zur Verfügung. Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte wurden in Frankreich von Duret und Renaud entwickelt und waren erstmals 1992 in Schweden kommerziell erhältlich. Heute liegt der Schwerpunkt auf Quarzbzw. Glasfaserstiften, die zum Stumpfaufbau mit autopolymerisierendem Kunststoff ergänzt werden.

## 2.6. Bedeutung des Fassreifeneffektes

Ein Fassreifen ist ein Metallring, der bei der Herstellung von Weinfässern verwendet wird, um die hölzernen Dauben zusammenzuhalten.

SORENSEN und ENGELMANN (1990a) beschrieben 1990 den so genannten Fassreifeneffekt (Ferrule effect). Dieser steigert die Belastbarkeit des endodontisch behandelten Zahnes erheblich, erhöht die marginale Integrität der Kronenversorgung und reduziert die Keilwirkung des inserierten Wurzelstiftes. Dabei umfasst die Kronenversorgung zirkulär die Restzahnhartsubstanz um mindestens einen Millimeter und erzeugt auf diese Weise den Fassreifeneffekt [STANKIEWICZ und WILSON (2002), MA et al. (2009)]. Schon ein 1 mm hoher Fassreifen verdoppelt die Überlebenswahrscheinlichkeit im Vergleich zu Fällen, in denen auf einen Fassreifen verzichtet wurde [SORENSEN und ENGELMANN (1990a)]. In anderen Studien werden auch Werte von 2 mm als minimale Dentinhöhen genannt, um einen wirksamen Effekt zu erzielen [ZHI-YUE und YU-XING (2003), PEREIRA et al. (2006)]. GEGAUFF et al. (2000) befürwortet sogar die chirurgische Kronenverlängerung oder die kieferorthopädische Extrusion als präprothetische Maßnahme, wenn eine Fassreifenpräparation nicht möglich ist. 2006 konnten NAUMANN et al. (2006b) den positiven Effekt eines 2 mm hohen Fassreifens im gesunden Dentin in einer klinischen Studie nachweisen. Auch CREUGERS et al. (2005) konnten in einer klinischen Studie Vergleichbares in Erfahrung bringen. Bei vorhandenem Fassreifeneffekt konnten 5-Jahres-Überlebensraten von 98% beobachtet werden, während bei reduzierter Restdenthöhe und -stärke die Überlebenswahrscheinlichkeit des Zahnes auf 93% sank.

In der Praxis ist eine einheitliche Restdenthöhe von 2 mm selten anzutreffen. Deshalb beschäftigten sich Studien mit der Frage, wie sich uneinheitliche Restdenthöhen auf die Belastbarkeit der Zähne auswirken. Die Frakturgefahr bei uneinheitlich hohen Fassreifen (Dentinhöhen zwischen 0,5 und 2 mm) ist gegenüber einem einheitlich hohen Fassreifen von 2 mm signifikant geringer, wobei sich der vollständige Verlust an Denthöhe am schlechtesten auf die Überlebenswahrscheinlichkeit auswirkt [TAN et al. (2005)]. NAUMANN et al. (2006d) kamen 2006 zu einem ähnlichen Ergebnis.

Im Verlauf der endodontischen Behandlung oder der Präparation des Stiftbettes kann es zur Ausdünnung der verbliebenen Wandstärken des Wurzeldentins führen. Auch kariöse Läsionen sind als Ursache für Substanzdefekte zu nennen. Bei Dentinstärken unter 1 mm ist die Belastbarkeit der Gesamtversorgung als kritisch zu bewerten [YOLDAS et al. (2005)]. Zudem verliert in diesen Situationen der Fassreifeneffekt seine positive Wirkung

[SAUPE et al. (1996)]. Die Werte aus diesen In-vitro-Studien beziehen sich jedoch auf gegossene Stiftaufbauten. NAUMANN et al. (2006a) konnten zeigen, dass eine Reduktion der Kanalwandstärke auf 0,5 - 0,75 mm bei Insertion eines Glasfaserstiftes eine klinische Überlebenswahrscheinlichkeit von fünf Jahren nicht gewährleisten kann. Zudem konnte bei stark aufgeweitetem Kanaleingang kein Fassreifen angelegt werden. Eine zervikal-axiale Kanalwandstärke von unter 1 mm und der daraus resultierende Verzicht auf die Präparation eines Fassreifens wird in Aussicht auf die zu erwartende Belastbarkeit der postendodontischen Gesamtrekonstruktion folglich als besonders kritisch angesehen [NAUMANN et al. (2006a), DIETSCHI et al. (2007)].

## **2.7. Komposite als Aufbaumaterialien für direkte Stifte**

Grundsätzlich besteht die Möglichkeit, Amalgame, Glasionomerzemente oder Komposite für den Aufbau endodontisch behandelter Zähne zu verwenden [EDELHOFF und SPIEKERMANN (2003)]. KOOB et al. konnten 2010 keinen statistisch signifikanten Einfluss des Stumpfaufbaumaterials auf die Überlebensrate von Kronen feststellen.

Trotz generell günstiger mechanischer Eigenschaften sollten Amalgame wegen ihrer nicht gänzlich auszuschließenden Korrosionsgefahr, der Möglichkeit der Bildung eines galvanischen Elementes und des fehlenden adhäsiven Verbundes zur Zahnhartsubstanz nicht mehr als Aufbaumaterial verwendet werden [KOVARIK et al. (1992), RUSSEL et al. (1997)]. Auch ästhetische Einbußen sind bei der Versorgung von Zähnen mit Aufbauten aus Amalgam und Vollkeramikkronen möglich.

Glasionomerzemente oder Cermet-Zemente zeigen den geringsten Widerstand gegenüber Kaukräften und erschweren eine exakte Präparation. Auch von ihrer Verwendung wird abgeraten [LEVARTOVSKY et al. (1994), COHEN et al. (1997), KOOB et al. (2010)].

Kompomere sind strukturell mit Kompositmaterialien verwandt, enthalten aber als Variation Zugaben von Glasionomerzement-Komponenten. Sie sind zum Stumpfaufbau nicht geeignet, da sie die Tendenz besitzen, Wasser aufzunehmen und zu quellen. Dies geht mit einer Volumenzunahme des Materials einher. Unter vollkeramischen Kronen kann das Frakturen der Keramik zur Folge haben [SINDEL et al. (1999)].

Komposite sind flexibler als Amalgame und in Bezug auf ihre Härte zwischen Amalgamen und Glasionomerzementen anzusiedeln [KOVARIK et al. (1992)]. Zusammen mit der Adhäsivtechnologie stellen sie eine gute Lösung zum Aufbau eines Zahnstumpfes und zur Stabilisierung des endodontisch behandelten Zahnes dar [MORGANO und BRACKET (1999), DIETSCHI et al. (2007)]. Auch in Hinblick auf die Ästhetik sind Kompositaufbauten in Verbindung mit zahnfarbenen, faserverstärkten Kunststoffstiften und Vollkeramikkronen anderen Restaurationen überlegen. Für ein Komposit, das als Aufbaumaterial (Elastizitätsmodul zwischen 16 und 25 GPa) dienen soll, wird ein dem Dentin (Elastizitätsmodul zwischen 15 und 25 GPa) ähnliches Elastizitätsmodul gefordert [PEGORETTI et al. (2002), TORBJÖRNER und FRANSSON (2004b)]. Die zum Stumpfaufbau verwendeten Kunststoffmaterialien besitzen in Verbindung mit Faserstiften vergleichbare Bruchresistenzen zu gegossenen Stiftaufbauten [REAGAN et al. (1999)].

Dem behandelnden Zahnarzt stehen eine Vielzahl an verschiedenen Materialien auf Kompositbasis zur Verfügung, die unterschiedlich verarbeitet werden müssen. Während für Seitenzahnfüllungen die Abrasion des Kompositos an erster Stelle steht, wird bei Kunststoffen, die im Frontzahngebiet eingesetzt werden sollen, besonderer Wert auf Ästhetik, Polierbarkeit und Oberflächenglanz gelegt. Bei Stumpfaufbaumaterialien jedoch stehen hohe Festigkeit und gute Verarbeitbarkeit im Vordergrund. Spezielle dualhärtende Stumpfaufbaumaterialien können die höchsten Werte in Bezug auf ihre Bruchfestigkeiten aufweisen [REILL et al. (2008)]. Die von REILL et al. (2008) untersuchten Materialien MultiCore (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) und Rebilda DC (Voco, Cuxhaven, D) wurden auch in der vorliegenden Studie verwendet.

### 2.7.1. MultiCore

Das Stumpfaufbaumaterial MultiCore (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein dualhärtendes, röntgenopakes Komposit. Es härtet bei optionaler Lichthärtung rein chemisch aus und ist in zwei Viskositäten erhältlich. Zur freien Modellierung des Aufbaus steht das Material MultiCore HB (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) zur Verfügung. MultiCore Flow (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) soll unter Verwendung von Matrizen zum Stumpfaufbau verwendet werden.

Dessen Monomermatrix besteht aus Bis-GMA, Urethandimethacrylat und Triethylenglycoldimethacrylat. Als anorganische Füllstoffe dienen Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Barium-Aluminium-Fluorosilikatglas und hochdispersedes Siliziumdioxid. Die Partikelgröße liegt zwischen 0,04 und 25 µm. Zusätzlich enthalten sich Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente (Tabelle 3).

Neben der Verwendung von MultiCore als Stumpfaufbaumaterial besteht die Möglichkeit der gleichzeitigen adhäsiven Zementierung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften [MultiCore Gebrauchsanweisung, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2007)].

Bestandteile	Gew%
Dimethacrylate	29
Anorganische Füllstoffe, Ytterbiumtrifluorid	70
Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente	1

*Tabelle 3: Zusammensetzung von MultiCore Flow  
[MultiCore Wissenschaftliche Information, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2004)]*

### 2.7.2. Rebilda DC

Rebilda DC (Voco, Cuxhaven, D) ist ein röntgenopakes, chemisch- und lichthärtendes Komposit. Es gehört zur Rebilda Produktgruppe der Firma Voco (Cuxhaven, D). Rebilda DC/SC sind die niedrig viskösen Varianten von Rebilda, die aus einer Sicherheitskartusche oder der QuickMix Spritze (nur DC) direkt appliziert werden können.

Rebilda DC besteht aus aliphatischen und aromatischen Dimethacrylaten, Bariumborosilikat, Scherspat, feindispersen Füllstoffen, Initiatoren, Beschleunigern und Farbstoffen. Rebilda DC ist fluoridhaltig, besitzt eine mit der Zahnhartsubstanz vergleichbare Endhärte, eine konstant gute Haftung am Dentin und eine geringe Polymerisationsschrumpfung.

Die Indikation für Rebilda DC liegt im Aufbau von Zahnstümpfen und in der Befestigung von faserverstärkten Kompositstiften [Rebilda DC Gebrauchsanweisung, Voco, Cuxhaven, D (2009), Rebilda DC Wissenschaftliche Information, Voco, Cuxhaven, D (2009)].

## 2.8. Befestigungsmaterialien

### 2.8.1. Adhäsive Zementierung von Wurzelstiften

Bei der Eingliederung von Wurzelstiften soll der Zement den Raum zwischen Wurzelkanal und Stift ausfüllen. Konventionelle Zemente, wie Zinkoxidphosphat- oder Glasionomerzemente, sind klinisch bewährt und wurden lange Zeit als Goldstandard angesehen. Die Retention des Stiftes beruht auf Frikionskräften. Bei Kompositzementen in Verbindung mit modernen Dentinhaftvermittlern wird die Retention durch adhäsive Mechanismen erreicht (Tabelle 4).

	Konventionelle Zemente	Kompositzemente
<b>Aushärtungsmechanismus</b>	• Neutralisation	• Radikalische Polymerisation, licht- oder chemisch initiiert
<b>Vorteile</b>	• Einfache Verarbeitung • Einfache Wiederentfernung • Einfache Überschussentfernung	• Adhäsive Präparation möglich • Guter Verbund zum Zahn • Geringe Löslichkeit • Gute Ästhetik
<b>Nachteile</b>	• Retentive Präparation nötig • Löslichkeit • Geringer Verbund zum Zahn • Geringe Abrasionsbeständigkeit	• Überschüsse nach Polymerisation schwer entfernbare • schwierige Wiederentfernbarkeit der Restauration
<b>Beispiele</b>	• Glasionomerzemente • Phosphatzemente	• Variolink II • Panavia21 • RelyX Unicem

Tabelle 4: Unterschiede zwischen konventionellen Zementen und Kompositzementen [Variolink II Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2005)]

Bei der Zementierung von Wurzelkanalstiften übt der Gebrauch von Kompositzementen im Vergleich zu konventionellen Zementen einen positiven Effekt auf die Retention und die Belastbarkeit des Stiftes aus [STANDLEE und CAPUTO (1992), MENDOZA et al. (1997), DUNCAN und PAMEIJIER (1998), NAUMANN et al. (2008)]. Zudem wird eine bessere Abdichtung zwischen Kanalwand und Stiftoberfläche erzielt [BACHICHA et al. (1998), REID et al. (2003)]. Als entscheidender Faktor für die Retention und den bakteriendichten Abschluss gilt aber nicht nur der Zement, sondern auch das Adhäsivsystem, das Wurzelstiftmaterial und die Oberflächenbeschaffenheit des Wurzelstiftes [SAHAFI et al. (2003)].

## Grundlagen

Ein Retentionsverlust hat zur Folge, dass Bakterien aus dem Speichel in das Wurzelkanalsystem eindringen und somit das Sekundärkariesrisiko erhöhen [SAHAFI et al. (2003)]. Speziell bei niedrigen Restdentinhöhen und kurzen Wurzelstiftlängen werden Kompositzemente empfohlen [NISSAN et al. (2001), BOLHUIS et al. (2004)].

Andererseits birgt die adhäsive Befestigung von Wurzelstiften auch Probleme. Kompositzemente unterliegen einer gewissen Polymerisationsschrumpfung. Diese ist besonders in der dünnen Zementfuge kaum beherrschbar [BOUILLAGUET et al. (2003), TAY et al. (2005), JONGSMA et al. (2010)]. Zudem sind als Folge der Applikationstechnik zahlreiche Fehlstellen und Lufteinschlüsse in der Zementfuge zu finden [GRANDINI et al. (2005)]. Es werden deshalb nur langsam abbindende, chemisch härtende Kompositzemente empfohlen [BACHICHA et al. (1998), GORACCI et al. (2004)].

Weitergehende Untersuchungen stellen sogar den Gebrauch der Adhäsivtechnologie in Frage und weisen darauf hin, dass die Retention von Wurzelstiften an erster Stelle durch mechanische Friktion im Wurzelkanal und nicht durch Adhäsion zu Stande kommt [PIRANI et al. (2005)]. Dies würde für konventionelle Zementierungsmethoden sprechen.

Kompositzemente können in konventionelle Kompositzemente auf Bis-GMA-Basis (z.B. Variolink II, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) und so genannte selbstadhäsive Zemente (z.B. RelyX Unicem, 3M Espe, Seefeld, D), die funktionelle Monomere enthalten, eingeteilt werden. Im Folgenden werden die unterschiedlichen in der vorliegenden Studie verwendeten Befestigungsmaterialien zur adhäsiven Zementierung von Wurzelstiften und Vollkeramikkronen aufgeführt.

### 2.8.2. Variolink II

Variolink II (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein dualhärtendes Befestigungskomposit-System zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen. Es ist röntgenopak, setzt kontinuierlich Fluoride frei und beruht auf der Technologie von Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL).

Die Monomermatrix besteht aus Bis-GMA, Urethandimethacrylat und Triethylenglycoldimethacrylat. Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Barium-Aluminium-Fluorsilikatglas und sphärisches Mischoxid dienen als Füllstoffe. Zusätzlich enthalten sind Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente (Tabelle 5). Die Partikelgröße liegt zwischen 0,04 und 0,3 µm [Vario-link II Gebrauchsanweisung, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2003)].

Das Variolink II-Befestigungssystem wird speziell zum Einsetzen von indirekten Glaskeramikrestorationen empfohlen [Variolink II Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2005)].

	<b>Base</b>	<b>Katalysator dick</b>	<b>Katalysator dünn</b>
Dimethacrylate	26,3	22,0	27,9
Anorganische Füllstoffe, Ytterbiumtrifluorid	73,4	77,2	71,2
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,3	0,8	0,9
Pigmente	< 0,1	< 0,1	< 0,1

*Tabelle 5: Zusammensetzung von Variolink II*

[*Variolink II Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2005)*]

In der vorliegenden Studie wurde Variolink II zur adhäsiven Zementierung von glasfaser-verstärkten Wurzelstiften und zur Befestigung von Vollkeramikkronen verwendet.

### **2.8.3. Rebilda DC**

Neben dem Aufbau von Zahntümpfen (siehe 2.7.2.) fand Rebilda DC (Voco, Cuxhaven, D) auch als Befestigungskomposit zur Eingliederung von Glasfaserstiften und Vollkeramikkronen Anwendung.

### **2.8.4. Monobond S**

Diese Silanisierungsflüssigkeit besteht aus einer Komponente und sorgt für den chemischen Verbund zwischen Glas- bzw. Silikatkeramiken und Befestigungskompositen auf Methacrylatbasis. Monobond S (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) bindet mit seinen bifunktionalen Molekülen einerseits mit einer funktionellen Gruppe an die Siliziumdioxid-Schicht der Keramik, andererseits mit einer polymerisationsfähigen Methacrylatgruppe an das Bondingmaterial.

Es setzt sich aus 1 Gew% 3-Methacryloxypropyltrimethoxsilan und aus 99 Gew% einer Wasser/Ethanol-Lösung (pH-Wert 4) zusammen [Monobond S Gebrauchsanweisung, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2006)].

## 2.8.5. Ceramic Bond

Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, D) ist ein Einkomponenten-Haftvermittler für den dauerhaften adhäsiven Verbund zwischen Keramik und Komposit, sowie für die Silanisierung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften vor adhäsiver Zementierung im Wurzelkanal. Der Inhalt mit 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan und einer Wasser/Ethanol-Lösung ist mit Monobond S (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) vergleichbar [Ceramic Bond Gebrauchsanweisung, Voco, Cuxhaven, D (2009)].

## 2.9. Adhäsivsysteme

### 2.9.1. Mechanismen des adhäsiven Verbundes

Ein Adhäsivsystem erzeugt eine Hybridschicht zwischen der hydrophilen Zahnhartsubstanz und dem hydrophoben Kompositmaterial. Dadurch entsteht ein bakteriedichter Verschluss zwischen Zahn und Restauration, was Karies und Randverfärbungen vorbeugen soll. Zudem haben Schmelz- und Dentinhaftvermittler die Aufgabe, die Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes abzupuffern [ASMUSSEN und MUNKSGAARD (1988)].

In Tabelle 6 werden die in der vorliegenden Studie verwendeten Adhäsivsysteme bezüglich ihrer einzelnen Arbeitsschritte miteinander verglichen.

Arbeitsschritt	Aufgabe des Arbeitsschrittes	Syntac	Futurabond DC	AdheSE
Schmelz konditionieren	Freilegen des retentiven Schmelzätmusters	Phosphorsäure	Futurabond DC Liquid 1 und Liquid 2	AdheSE Primer  AdheSE Bonding
Dentin konditionieren	Freilegen von Kollagen-Netzwerken und Dentintubuli	Syntac Primer		
Benetzen	Überbrückung von hydrophil nach hydrophob	Syntac Adhesive		
Bonden	Verbund zum Komposit	Heliobond		

Tabelle 6: Vergleich der in der vorliegenden Studie verwendeten Adhäsivsysteme

Die Haftung des Adhäsivs am Zahnschmelz wird durch die Schmelz-Ätz-Technik erreicht. Durch Konditionierung mit 37%iger Phosphorsäure werden Schmelzprismen und interprismatischer Schmelz selektiv herausgelöst, wodurch ein opakes Ätzmuster entsteht [BUONOCORE (1955)]. Durch Erzeugung dieses Mikroretentionsreliefs der Schmelzoberfläche wird eine bessere Benetzbarkeit, eine Oberflächenvergrößerung und eine gesteigerte Reaktionsfähigkeit gewährleistet [LEGLER et al. (1990), BAIER (1992)]. Der geätzte Schmelz kann getrocknet werden. Dadurch kann der hydrophobe, niedrigviskose Schmelzhaftvermittler am Zahnschmelz durch geometrische und rheologische Effekte haften [HELLWIG et al. (2007)].

Der mikromechanische Verbund zwischen Adhäsiv und hydrophilem Dentin gestaltet sich erheblich schwieriger und techniksensibler. Eine adäquate Vorbehandlung der Schmierschicht, die aus Dentinpartikeln, denaturiertem Kollagen und Teilen von Odontoblastenfortsätzen besteht [NAKABAYASHI (1991)], ist für die Dentinadhäsion von entscheidender Bedeutung [HALLER (1994)].

Moderne Produkte bestehen aus Konditionierer, Primer und Adhäsiv. Sie demineralisieren das Dentin und modifizieren die Schmierschicht. Die Demineralisation der Dentinoberfläche kann analog zur Schmelz-Ätz-Technik mit Phosphorsäure erfolgen. Es finden aber auch saure, selbstkonditionierende Primer Anwendung. Durch die aufgelöste, erhaltene oder teilweise erhaltene Schmierschicht entsteht eine Hybridschicht aus einem Monomerfilm mit teilweise enthaltenen Bestandteilen der Schmierschicht und dem kompakten Dentin, wobei eine mikromechanische Verankerung angestrebt wird [VAN MEERBEEK et al. (2003)]. Retentive Kunststoffzapfen dringen in die Dentintubuli ein und bilden so genannte „tags“ [VAN MEERBEEK et al. (1992), FERRARI und DAVIDSON (1996)].

Die Anwendung eines Adhäsivsystems im Wurzelkanal ist als problematisch einzustufen. Da eine visuelle Kontrolle angesichts des schmalen Wurzelkanals nicht möglich ist, wird die Applikation der einzelnen Bestandteile des Haftvermittlers erschwert. Bei Konditionierung des Wurzeldentins mit Phosphorsäure reduziert sich die erreichbare Oberflächenvergrößerung von koronal nach apikal [FERRARI et al. (2000a)]. Eine Hybridschicht kann in ausreichendem Maße gebildet werden [BITTER et al. (2004)]. Jedoch werden bei vereinfachten Systemen, die sich durch ein relativ hohes Maß an Hydrophilie auszeichnen, Flüssigkeitsbewegungen im Wurzeldentin ausgelöst. Dies kann den adhäsiven Verbund stören [VAN MEERBEEK et al. (2005), CHERSONI et al. (2005)]. Von manchen Autoren wird die Adhäsivtechnik im Wurzelkanal sogar gänzlich in Frage gestellt [PIRANI et al. (2005)].

Der Verbund eines Kompositzementes zu einer Keramikoberfläche gilt hingegen als gesichert. Die Oberfläche der Glaskeramik kann, im Gegensatz zu Oxidkeramiken, mit starken Säuren, wie 5%iger Flusssäure oder 10%igem Ammoniumbifluorid, angeätzt werden, wobei die Säure die Glasmatrix der Keramik selektiv auflöst. Die säureresistenten Leuzitkristalle, die ein mikroretentives Relief auf der Keramikoberfläche bilden, verbessern den mechanischen Verbund zwischen Komposit und Keramik [MÜLLER (1988)]. Der chemische Verbund wird durch Silanisieren hergestellt. Die bifunktionellen Silane reagieren einerseits durch Hydroxyl-Gruppen mit der Siliziumdioxid-Schicht auf der Keramikoberfläche, andererseits wird durch Methacrylat-Gruppen ein chemischer Verbund mit der organischen Matrix des Kompositos gebildet [MÜLLER (1988), JANDA (1993)].

Ein Einblick in die verwendeten Adhäsivsysteme wird im Folgenden gegeben.

### 2.9.2. Syntac

	Bestandteile	Gew%
<b>Syntac Primer</b>	Tetraethylenglycoldimethacrylat	25
	Maleinsäure	4
	Dimethylketon	41
	Wasser	30
<b>Syntac Adhesive</b>	Polyethylenglycoldimethacrylat	35
	Maleinsäure	< 0,01
	Glutaraldehyd	10
	Wasser	55
<b>Hellobond</b>	Bis-GMA	60
	Triethylenglycoldimethacrylat	40

*Tabelle 7: Zusammensetzung des Syntac Systems*

[*Syntac Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1998)*]

Das Dentinadhäsivsystem Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) wurde zur Vorbehandlung von Schmelz und Dentin vor adhäsiver Befestigung der Wurzelstifte und der Vollkeramikkronen verwendet [Syntac Gebrauchsanweisung, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2009)].

Das Syntac Adhäsivsystem setzt sich aus dem Syntac Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL), dem Syntac Adhesive (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) und dem Bondingmaterial Heliobond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) zusammen (Tabelle 7). Syntac löst die Schmierschicht an und dringt in das Dentin ein. Nach der Polymerisation ermöglicht Syntac einen festen Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration [Syntac Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1998)].

### 2.9.3. Futurabond DC

Das mit Nanopartikeln verstärkte, dualhärtende Dentinadhäsiv Futurabond DC (Voco, Cuxhaven, D) wurde zur Zementierung von Faserstiften und Vollkeramikkronen eingesetzt. Zudem wurden die Kompositaufbauten adhäsiv an der Zahnhartsubstanz befestigt. Futurabond DC besteht aus zwei Komponenten, die vor Anwendung angemischt werden müssen. Liquid 1 besteht aus Wasser, Ethanol und Siliziumdioxid, Liquid 2 aus säuremodifizierten Methacrylaten, Hydroxyethylmethacrylat und Initiatoren [Futurabond DC Gebrauchsanweisung, Voco, Cuxhaven, D (2009)]. Trotz dieser sehr einfachen Anwendung konnten für Futurabond DC nach zweijähriger Wassereinlagerung mit Total-Etch-Bondings vergleichbare Haftwerte am Zahnschmelz erzielt werden [ABDALLA und FEILZER (2009)].

### 2.9.4. AdheSE

AdheSE (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein selbstätzendes und lichthärtendes Adhäsivsystem, das aus zwei Komponenten besteht. Der AdheSE Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) beinhaltet in einer wässrigen Lösung Phosphonsäureacrylat, Bis-Acrysäureamid, Initiatoren und Stabilisatoren. Das AdheSE Bond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) besteht aus Dimethacrylaten, Hydroxyethylmethacrylat, Siliziumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren. AdheSE wird als Adhäsiv für direkte, lichthärtende Komposit- und Kompomerrestaurationen, sowie nach Lichthärtung des Bondings mit dual- oder selbsthärtenden Kompositen für Stumpfaufbauten verwendet. Zudem besteht die Möglichkeit, AdheSE in Verbindung mit dem AdheSE Activator (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL), der aus Lösungsmitteln und Initiatoren besteht, als Adhäsivsystem zur Befestigung von indirekten, metallfreien Restaurationen oder metallfreien Wurzelstiften zu gebrauchen [AdheSE Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2004), AdheSE Gebrauchsanweisung, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2007)].

## 2.10. Vollkeramische Kronen als definitive Restaurationen

Die Überlebenswahrscheinlichkeit eines endodontisch behandelten Zahnes wird nicht nur von der erfolgreich durchgeführten Wurzelkanalbehandlung, sondern auch von der prothetischen Rekonstruktion beeinflusst [TRONSTAD et al. (2000), HOMMEZ et al. (2002), TAVAREZ et al. (2009)]. Diese dient der dauerhaften bakteriendichten Versiegelung des endodontischen Systems zur Mundhöhle, der Wiederherstellung der Funktion und der Prophylaxe von Zahnfrakturen. Außerdem wird die Prognose eines Zahnes in einem Zahnbo gen mit mesialen und distalen Approximalkontakten als am besten eingestuft [CAPLAN et al. (2002)]. Dies kann bei ausgedehntem Zahnhartsubstanzverlust am besten durch eine Krone gewährleistet werden. Zudem kann die Überkronung als therapeutische Alternative zu Kompositfüllungen oder Veneers bei avitalen Zähnen mit Verfärbungen der klinischen Krone in Betracht gezogen werden [HEYDECKE et al. (1999)].

Um die Perforationsgefahr während der Präparation des Stiftbettes zu vermeiden, wurden so genannte Endokronen entwickelt. Auf diese Weise können endodontisch behandelte Zähne mit einer Krone versorgt werden, die den Zahn umschliesset und sich durch eine zusätzliche Ausdehnung in die Pulpakammer auszeichnet. Solche Endokronen scheinen sich klinisch zu bewähren [BINDL und MÖRMANN (1999)]. Jedoch zeigen sie sich Restaurationen mit Stiftaufbauten und Vollkeramikkronen unterlegen [BINDL et al. (2005), FORBERGER und GÖHRING (2008)].

Die Indikation zu Insertion eines Wurzelstiftes beruht nicht nur auf der verbliebenen Restzahnhartsubstanz, sondern auch auf der voraussichtlichen Belastung des Zahnes und der geplanten prothetischen Versorgung [MORGANO und BRACKETT (1999)]. Die Frage nach dem richtigen Wurzelstiftmaterial ist auch in Bezug auf die Versorgung mit Vollkeramikkronen umstritten [HEYDECKE et al. (1999)]. TORBJÖRNER und FRANSSON (2004a) konnten 2004 keinem Material oder Design den Vorzug geben. Im Gegensatz dazu favorisieren FOKKINGA et al. (2007) glasfaserverstärkte Kompositstifte.

Zementierte Kronen modifizieren die Kraftverteilung der gesamten postendodontischen Versorgung, denn eine Krone verteilt die angreifende Belastung über den Stumpfaufbau. Die ansetzenden Kräfte werden in den äu ßeren Regionen des koronalen Drittels der Zahnwurzel gebündelt [ASSIF und GORFIL (1994), MORGANO (1996)]. Dies lässt die

Schlussfolgerung zu, dass das Design oder das Material des Stiftstumpfaufbaus nur eine unwesentliche Rolle spielt [ASSIF et al. (1993), CREUGERS et al. (2005), FOKKINGA et al. (2007)]. Dieser Standpunkt ist größtenteils auf den Fassreifeneffekt zurückzuführen [STANKIEWICZ und WILSON (2002), MA et al. (2009)], der die Belastungsfähigkeit des endodontisch behandelten Zahnes erhöht [NAUMANN et al. (2007)].

In Bezug auf die Zementierung der Kronen konnte bislang kein einheitlicher Konsens gefunden werden. Da das Befestigungsmaterial als wichtige Verbindung zwischen Krone und Zahnstumpf gilt [FEDERLIN et al. (2005)], wird hauptsächlich die Retentionsstärke gemessen. Kompositzemente weisen eine höhere Retention auf als Glasionomerzemente, die wiederum mehr Retention bieten als Zinkoxidphosphatzemente [BROWNING et al. (2002)]. Jedoch konnte bisher kein Zusammenhang zwischen der Retentionsstärke und der Belastbarkeit verschiedener Zemente nachgewiesen werden [PREUSS et al. (2008)].

BEHR et al. (2003) konnten zeigen, dass die höchste Bruchfestigkeit und der beste marginale Randschluss von Vollkeramikkronen durch einen Kompositzement erreicht werden kann. Es dienten ein Kunststoffmodifizierter Glasionomerzement und ein provisorischer Befestigungszement ohne Zusatz von Eugenol als Vergleichsgruppen.

ROSENTRITT et al. (2009a) haben den Einfluss der Zementierung auf die Bruchfestigkeit von Vollkeramikkronen im Vergleich zu metallkeramischen Kronen untersucht. Weder das Befestigungsmaterial noch das Gerüstmaterial der Kronen stehen in Zusammenhang mit den Bruchfestigkeiten der Restaurationen, wobei bei Verwendung von Oxidkeramiken als Kronengerüst auf eine adhäsive Zementierung verzichtet werden kann.

Als Alternative zu konventionellen dualhärtenden Kompositzementen, die auf der Entfernung der Schmierschicht und der Applikation eines Schmelz- und Dentinadhäsivsystems beruhen, sind auch selbstadhäsive Kompositzemente erhältlich. Diese erlauben einen adhäsiven Verbund auch ohne Konditionierung oder Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz. Diese Verbundwerkstoffe bieten eine vergleichbare marginale Integrität zum Dentin wie etablierte Kompositzemente [BEHR et al. (2004)].

Auch Abweichungen von einem gemäß den Herstellerangaben optimalen Mischungsverhältnisses der Komponenten eines Kompositzementes werden von dualhärtenden Zementen weitgehend toleriert. Thermische Schäden während der Lagerung wirken sich hauptsächlich auf die chemisch härtende Komponente aus [LOHER et al. (2009)].

In der vorliegenden Studie wurden Kronen aus der Lithium-Disilikat-Glaskeramik IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) hergestellt. Sie besitzt eine Biegefestigkeit von ca. 400 MPa und einen Elastizitätsmodul von ca. 95 GPa (Tabelle 8). Die Keramik wird in vier Transluzenzstufen angeboten. Das Indikationsspektrum umfasst Einzelzahnrestorationen, Brücken im Front- und Prämolarenbereich und Implantat-Suprakonstruktionen. Zudem besteht die Möglichkeit, minimalinvasive Inlays bzw. Onlays und dünne Veneers zu gestalten. Die individuelle Charakterisierung oder Verblendung erfolgt mit den abgestimmten Malfarben oder den Schichtmassen der IPS e.max Ceram-Verblendkeramik (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL). Das Gefüge von IPS e.max Press besteht zu ca. 70% aus nadelförmigen, 3 bis 6 µm langen Lithiumdisilikat-Kristallen ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), die in eine Glasmatrix eingebettet sind. In klinischen Untersuchungen konnte die IPS e.max Keramik im oben genannten Indikationsbereich bestätigt werden [WOLFART et al. (2005), GUESS et al. (2006)].

Biegefestigkeit (biaxial)	$400 \pm 40 \text{ MPa}$
Chemische Löslichkeit	$40 \pm 10 \text{ } \mu\text{g}/\text{cm}^2$
Thermischer Ausdehnungskoeffizient	$10,15 \pm 0,4 \cdot 10^{-6}\text{K}^{-1}$
Elastizitätsmodul	$95 \pm 5 \text{ GPa}$

*Tabelle 8: Physikalische Eigenschaften von IPS e.max Press*

[IPS e.max Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2007)]

## 2.11. Künstliche Probekörper als Alternative zu Humanzähnen

In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen sollen Prüfnormen unterliegen und nach standardisierten Evaluationskriterien beurteilt werden. Ein so für Materialien erworbenes Risikoprofil dient der Therapiesicherheit [NAUMANN et al. (2002)]. Zur Standardisierung des Versuchsaufbaus zählt auch die Auswahl der Probekörper. In den meisten In-vitro-Studien zur Prüfung der mechanischen Belastbarkeit von endodontisch behandelten Zähnen finden Humanzähne Anwendung. Extrahierte, obere mittlere Schneidezähne zeigen trotz sorgfältiger Auswahl geringfügige anatomische Unterschiede. So variieren die vestibulo-oralen und mesio-distalen Durchmesser ebenso wie die Größe und der Verlauf der Zahnwurzel, des Wurzelkanals und der Pulpakammer. Zudem

unterscheiden sich die Zähne in ihrem Wassergehalt, dem Grad der Verkalkung oder dem Vorliegen von Sprüngen [KANTOR und PINES (1977), McDONALD et al. (1990), SEDGLEY und MESSER (1992), SOARES et al. (2007)]. Trotz Einhaltung eines standarisierter Versuchsprotokolls haben diese Unterschiede Auswirkungen auf die erhaltenen Ergebnisse. Dies kann zu falschen Schlussfolgerungen führen. Somit ergeben sich Abweichungen bezüglich der Ergebnisse verschiedener vergleichbarer Studien [OTTL et al. (2002), ROSENTRITT et al. (2004)]. Außerdem stehen kariesfreie obere Frontzähne nur in begrenztem Ausmaß zur Verfügung.

Eine exakte Wiederholung eines Ergebnisses kann nur durch genormte und reproduzierbare Prüfkörper aus künstlichen Materialien erreicht werden. Durch diese Standardisierung der Prüfkörper kann die Aussagekraft einer Untersuchungsreihe durch eine möglichst hohe Anzahl an identischen, leicht zu produzierenden Prüfkörpern optimiert werden [LAUER et al. (1994), ROSENTRITT et al. (2009b)]. Der Vorteil künstlicher Zähne wird durch deren unbegrenzte Verfügbarkeit, die vergleichbaren biomechanischen Eigenschaften des verwendeten Materials und das Fehlen anatomisch bedingter Formabweichungen ersichtlich [SCHERRER und DE RIJK (1993)]. In Hinblick auf die Bruchkräfte von endodontisch behandelten Frontzähnen stellen künstliche Zahnmaterialien eine Alternative zu Echtzähnen dar. Dagegen kann die Bruchqualität mit der Unterscheidung einzelner Bruchformen oder die Randqualität der Restaurationen nur bedingt beurteilt werden. Zudem lässt sich die Komplexität der Zahnhartsubstanzen eines Humanzahnes mit künstlichen Materialien nicht nachbilden. Somit ist auch der Einfluss des Ersatzmaterials auf die definitive Kronenrestauration kritisch zu bewerten [ROSENTRITT et al. (2009b)].

In der Literatur werden vorrangig verschiedene Ersatzmaterialien mit Echtzähnen verglichen, wobei der Versuchsaufbau für künstliche Zähne dem für Humanzähne entspricht. Die Alternativzähne werden zwar mit identischen Ausmaßen, aber dennoch in annähernder Formkongruenz zum Echtzahn hergestellt. Die höchsten Bruchfestigkeiten können für metallische Prüfkörper ermittelt werden. Auch Kunststoff-Prüfkörper werden mit Bruchwerten von Humanzähnen verglichen, sind diesen jedoch meist unterlegen. Unterschiede in den Bruchfestigkeiten werden auf die verschiedenen Elastizitätsmoduli der verwendeten Materialien zurückgeführt [SCHERRER und DE RIJK (1993), ROSENTRITT et al. (2000b), ROSENTRITT et al. (2009b)]. Eine eindeutige Empfehlung für ein bestimmtes Material konnte bisher aber nicht gegeben werden.

### 3. MATERIAL UND METHODE

#### 3.1. Fragestellung

Ziel dieser In-vitro-Studie war die vergleichende Untersuchung der Bruchkräfte und Bruchmuster von Frontzahnversorgungen an menschlichen mittleren Oberkiefer-Frontzähnen und an PMMA-Prüfkörpern in einem normierten Prüfverfahren.

Die Inzisivi wurden mit zahnfarbenen, glasfaserverstärkten Kunststoffstiften verschiedener Anbieter, Kompositaufbauten verschiedener Hersteller und identischen, adhäsiv befestigten Vollkeramikkronen versorgt. Die PMMA-Prüfkörper wurden nicht überkront.

Zudem wurden Referenzwerte für Echtzähne und PMMA-Prüfkörper ohne Stift ermittelt.

#### 3.2. Das Versuchsdesign im Überblick

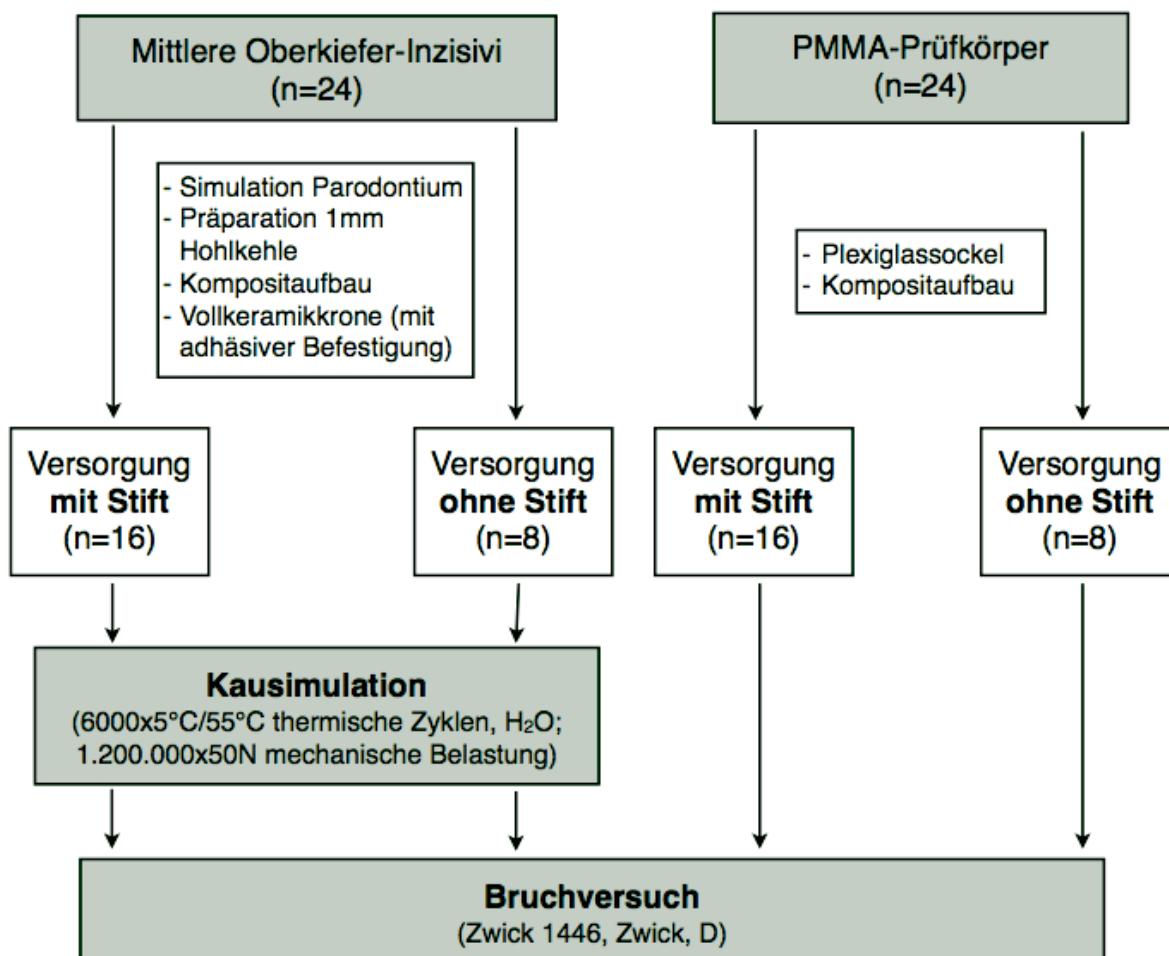


Abbildung 3: Schema des Versuchsdesigns

## Material und Methode

Es wurden zur Probekörperherstellung 24 mittlere Oberkieferinzisivi ausgewählt. Diese wurden in Chloramin-Lösung (0,5%) gelagert, waren weder durch Karies, noch durch Füllungen vorgeschädigt und zeichneten sich durch geringe anatomische Variabilität aus. Nach Zahnstein- und Konkremententfernung diente ein künstliches Parodontium aus Polyether (Impregum F, 3M Espe, Seefeld, D) der Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit.

Zunächst wurde ein okklusales Plateau präpariert. Dann erfolgte ein zirkulärer Abtrag im Sinne einer 1 mm breiten, inneren Hohlkehlpräparation zur Aufnahme der Vollkeramikkronen. Anschliessend wurde finiert. Zur Aufnahme der konfektionierten Glasfaserstifte wurde eine Kavität mit den dafür vorgesehenen Normbohrern entsprechend den Herstellerangaben präpariert. Nach adhäsiver Befestigung der Stifte erfolgte die Versorgung der Zähne mit identischen Kompositaufbauten, deren Herstellung durch die Anfertigung eines Kunststoff-Tiefziehkäppchens erleichtert wurde. Zuletzt wurden die Vollkeramikkronen adhäsiv eingesetzt und nach 24 Stunden versäubert. Die anschließende Kausimulation und der Bruchtest unter einem Interinzisalwinkel von 135° zur Zahnnachse sollten klinische Bedingungen simulieren.

Bei den Prüfkörpern der Gruppen mit Plexiglassockel wurde der Kompositaufbau direkt adhäsiv auf der PMMA-Basis befestigt und der Bruchtest durchgeführt. Auf die Herstellung von Vollkeramikkronen und die Kausimulation wurde hier verzichtet.

Die Prüfkörper der Gruppen ohne Stiftinsertion wurden vor Anfertigung der Kompositaufbauten nicht zur Aufnahme eines Wurzelstiftes präpariert (Abbildung 3).

### 3.3. Einteilung der Prüfgruppen

Die Studie umfasste sechs randomisierte Prüfgruppen zu je acht Prüfkörpern (Tabelle 9). Für die Gruppen 1 bis 3 dienten menschliche mittlere Oberkiefer-Inzisivi als Prüfkörper, normierte PMMA-Sockel stellten für die Gruppen 4 bis 6 die Prüfkörper dar. Diese waren zylinderförmig, besaßen einen Durchmesser von 20 mm und eine Höhe von 20 mm. Die Anfertigung dieser Prüfkörper erfolgte nach einem Norm-Entwurf vom 31.05.2008 des Arbeitskreises NA 014-00-01-03 AK „Aufbaustifte“ des Arbeitsausschusses NA 014-00-01 AA „Füllungswerkstoffe“ im Normenausschuss Dental (NADENT) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (DIN 139949).

## Material und Methode

Die Versorgung mit einem 10 mm langen, glasfaserverstärkten Kompositstift im Zentrum der Zahnwurzel erfolgte in den Gruppen 1, 3, 4 und 6. Keinen Stift erhielten die Gruppen 2 und 5.

Getestet wurden zwei zylindrisch-konische Stiftsysteme der Firmen Ivoclar-Vivadent (Schaan, FL) und Voco (Cuxhaven, D). Der Stift FRC Postec Plus hatte einen apikalen Durchmesser von 1 mm und der Stift Rebilda Post 0,8 mm.

Prüfgruppe	1 (n=8)	2 (n=8)	3 (n=8)	4 (n=8)	5 (n=8)	6 (n=8)
<b>Typ</b>	Echtzahn	Echtzahn	Echtzahn	PMMA-Sockel	PMMA-Sockel	PMMA-Sockel
<b>Hersteller</b>	Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL	Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL	Voco, Cuxhaven, D	Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL	Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL	Voco, Cuxhaven, D
<b>Stift: Name</b>	FRC Postec Plus	Ohne Stift	Rebilda Post	FRC Postec Plus	Ohne Stift	Rebilda Post
<b>Stift: Material</b>	Glasfaser-verstärktes Komposit	-	Glasfaser-verstärktes Komposit	Glasfaser-verstärktes Komposit	-	Glasfaser-verstärktes Komposit
<b>Stift: Form</b>	Zylindro-konisch	-	Zylindro-konisch	Zylindro-konisch	-	Zylindro-konisch
<b>Stift: Durchmesser apikal</b>	1 mm	-	0,8 mm	1 mm	-	0,8 mm
<b>Stift: Länge im Kanal</b>	10 mm	-	10 mm	10 mm	-	10 mm
<b>Stift: Adhäsiv</b>	Syntac	-	Futurabond DC	Syntac	-	Futurabond DC
<b>Stift: Zement</b>	Variolink II	-	Rebilda DC blau	Variolink II	-	Rebilda DC blau
<b>Aufbau: Material</b>	MultiCore Flow	MultiCore Flow	Rebilda DC blau	MultiCore Flow	MultiCore Flow	Rebilda DC blau
<b>Aufbau: Adhäsiv</b>	AdheSE	AdheSE	Futurabond DC	AdheSE	AdheSE	Futurabond DC
<b>Krone: Material</b>	IPS e.max Press	IPS e.max Press	IPS e.max Press	-	-	-
<b>Krone: Adhäsiv</b>	Syntac	Syntac	Futurabond DC	-	-	-
<b>Krone: Zement</b>	Variolink II	Variolink II	Rebilda DC blau	-	-	-

*Tabelle 9: Einteilung der Prüfgruppen*

### 3.4. Sockeln der Zähne und Herstellung des künstlichen Parodontiums

Die 24 menschlichen mittleren Schneidezähne des Oberkiefers der Prüfgruppen 1 bis 3 wurden in Chloramin-Lösung (0,5%) gelagert und nach folgenden Kriterien ausgesucht: Die Zähne durften anatomisch nur geringfügig variieren und mussten karies- und füllungsfrei sein. Zahnstein- und Konkrementreste wurden entfernt. Die Sockelung der Zähne und die Herstellung eines künstlichen Parodontiums wurden nach einem von SCHARNAGL et al. (1998) beschriebenen Prinzip vollzogen. Eine 0,75 mm dicke Schicht aus Polyether-Abformmaterial sollte die physiologische Zahnbeweglichkeit nachempfinden und die Sockelung im 45°-Winkel den Interinzisalwinkel von 135° simulieren.

Zuerst wurde um die Zahnwurzel ein Platzhalter geschaffen. Dies konnte durch eine Wachsschicht erreicht werden. Der Zahn wurde in das Tauchgerät „Mikro Dura Dip“ (Girrbach, Pforzheim, D), welches mit 100°C heißem Wachs (Tauchwachs gelb, Bredent, Senden, D) gefüllt wurde, für 1,5 s getaucht und anschließend gleichmäßig herausgezogen. Transparenter Kunststoff aus Kaltpolymerisat (Palapress Vario Transparent, Heraeus-Kulzer, Wehrheim, D) fungierte als Material für den Sockel. Mit Hilfe einer entsprechenden Form wurde der Zahn nach Erkalten des Wachses im Winkel von 90° im Kunststoff gesockelt. Nach dessen Erhärtung wurde der Kunststoff auf Zahnhalsniveau plan geschliffen und mit einer Einkerbung als Rotationsschutz für den Konter aus Hartgips Moldano blau (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, D) versehen. Nach Aushärtung und Versäuberung des Gipeses wurde der Prüfkörper für 1 min in 90°C heißes Wasser gelegt, damit das Wachs erweichen konnte. So konnten Sockel und Konter voneinander getrennt werden, wobei die Zahnkrone im Konter gefasst war. Wachsreste wurden manuell und mit dem Dampfstrahlgerät Aquaclean 3 (Degussa Dental, Hanau, D) entfernt. Die Wurzel und das Lumen des Kunststoffblocks wurden darauf hin mit dem Sandstrahlgerät P-G 360/3 (Degussa Dental, Hanau, D) durch Korund der Partikelgröße 120 µm (Harnisch und Rieth, Winterbach, D) bei einem Druck von 2 bar für 15 s angeraut. Nach Auftragen eines Universaladhäsivs (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, D) auf Lumen und Zahnwurzel, wurde das Lumen mit dem Polyether-Abformmaterial Impregum F (3M Espe, Seefeld, D) gefüllt und der Gipskonter samt Zahn reponiert. Dies wurde durch die zuvor angefertigten Retentionsrillen erleichtert. Auf diese Weise konnte das Abformmaterial aushärten und anschliessend der Gipskonter mit einer Gipsschere abgesprengt werden. Nach Versäuberung des Zahnes ergab sich eine definierte Schichtdicke des Polyether-Materials um die Zahnwurzel von 0,75 mm.

Abschließend erfolgte eine Trimmung des Sockels im Winkel von 45° zur Horizontalen und eine erneute Sockelung in transparentem Kunststoff (Palapress Vario Transparent, Heraeus-Kulzer, Wehrheim, D). In Folge dessen konnte ein Winkel von 135° zwischen Zahnachse und Druckstempel realisiert werden, was eine größtmögliche Annäherung an die klinische Situation gewährleistete (Abbildung 4).



Abbildung 4: *Gesockelter Prüfkörper*

### 3.5. Präparation der Kanäle und Vorstellung der Stiftsysteme

#### 3.5.1. Vorbereitung der Humanzähne

Um die Vergleichbarkeit der Prüfkörper sicherzustellen, wurde ein standardisiertes Verfahren zur Präparation der Zähne angewandt.

In einem ersten Schritt wurde mit dem Parallelfräsergerät F1 (Degussa, Hanau, D) ein horizontales Plateau 2 mm oberhalb der Schmelz-Zementgrenze geschaffen. Anschliessend diente ein diamantierter Standardbohrer (Zylinder Kante rund, 012, Brasseler, Lemgo, D) zur Präparation einer 1 mm tiefen, den gesamten Zahn umfassenden und innen abgerundeten Stufe. Diese war zur Erzeugung des Fassreifeneffektes nötig. Die gesamte Präparation erfolgte unter stetiger Wasserkühlung.

## Material und Methode

Der Kanaleingang wurde dargestellt. Mit Headström-Feilen der Größen 10 bis 40 (Roeko, Langenau, D) wurde der Wurzelkanal auf eine Länge von 10 mm aufbereitet und somit für die Bohrung mit dem entsprechenden Normbohrer vorbereitet. Dieser schuf auf einer Länge von 10 mm die Kavität zur Aufnahme des Wurzelstiftes (Abbildung 5). Zwischen den Arbeitsgängen wurden der Wurzelkanal mit destilliertem Wasser gespült. Die weiter apikal gelegenen Kanalanteile wurden in Aufbereitung und Präparation nicht mit einbezogen.

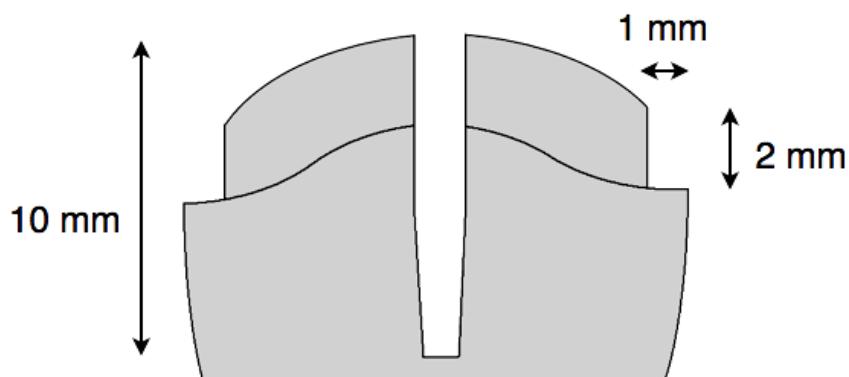


Abbildung 5: Präparation der Echtzähne (schematische Darstellung)

### 3.5.2. Vorbereitung der PMMA-Prüfkörper

Die Mitte des PMMA-Zylinders wurde markiert. Die 10 mm tiefe Bohrung mit dem entsprechenden Normbohrer erfolgte mit Hilfe des Parallelfräsgerätes F1 (Degussa, Hanau, D). Auf die Schaffung des Fassreifeneffektes wurde verzichtet (Abbildung 6).

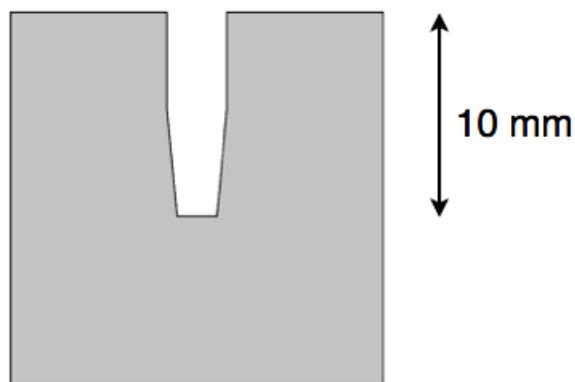
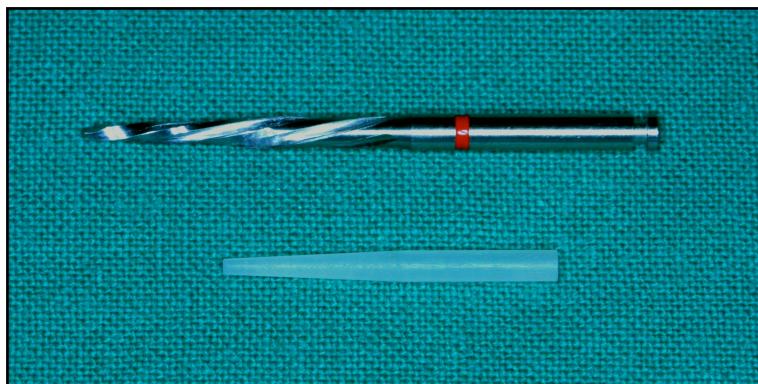


Abbildung 6: Präparation der PMMA-Prüfkörper (schematische Darstellung)

### 3.5.3. FRC Postec Plus



*Abbildung 7: FRC Postec Plus*

FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein röntgenopaker, zylindrisch-konischer, transluzenter Wurzelstift aus glasfaserverstärktem Komposit mit dentinähnlichem Elastizitätsverhalten. Die Polymermatrix besteht aus aromatischen und aliphatischen Dimethacrylaten. Zusätzlich enthalten ist Ytterbiumfluorid [FRC Postec Plus Gebrauchsanweisung, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2009)]. Es wurde der Stift der Größe 3 verwendet (Tabelle 10). Mit dem FRC Postec Plus Reamer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) der Größe 3 (rote Farbmarkierung, Abbildung 7) wurde der Wurzelkanal auf eine Länge von 10 mm unter zwischenzeitlicher Spülung ( $H_2O$ ) des Kanals maschinell aufbereitet.

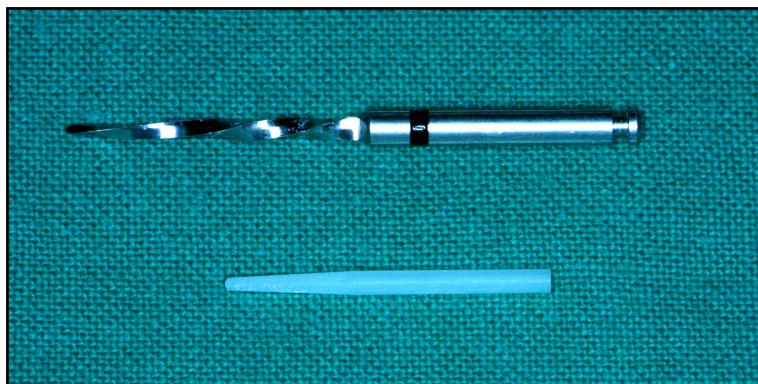
Der PMMA-Zylinder wurde in der Mitte der runden Oberseite markiert. Die 10 mm tiefe Bohrung erfolgte mit dem im Parallelfräsergerät F1 (Degussa, Hanau, D) eingespannten FRC Postec Plus Reamer der Größe 3.

<b>Abmessungen</b>	
Gesamtlänge	20 mm
Durchmesser apikal	1 mm
Durchmesser Schaft	2 mm
<b>Physikalische Eigenschaften</b>	
Biegefestigkeit	$1050 \pm 50 \text{ MPa}$
Elastizitätsmodul	$48 \pm 2 \text{ GPa}$

*Tabelle 10: Technische Daten FRC Postec Plus*

[*FRC Postec Plus Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2004)*]

### 3.5.4. Rebilda Post



*Abbildung 8: Rebilda Post*

Rebilda Post (Voco, Cuxhaven, D) ist ein röntgenopaker, transluzenter, zylindrisch-konischer Wurzelstift aus glasfaserverstärktem Komposit mit dentinähnlichem Elastizitätsverhalten [Rebilda Post Gebrauchsanweisung, Voco, Cuxhaven, D (2008)]. Verwendet wurde der Stift der Größe 15 (Tabelle 11). Mit dem Rebilda Post Bohrer (Voco, Cuxhaven D) der Größe 15 (schwarze Farbmarkierung, Abbildung 8) wurde der Wurzelkanal auf eine Länge von 10 mm unter zwischenzeitlicher Spülung ( $H_2O$ ) des Kanals maschinell aufbereitet.

Der PMMA-Zylinder wurde in der Mitte der runden Oberseite markiert. Die 10 mm tiefe Bohrung erfolgte mit dem im Parallelfrässer F1 (Degussa, Hanau, D) eingespannten Rebilda Post Bohrer der Größe 15.

<b>Abmessungen</b>	
Gesamtlänge	19 mm
Durchmesser apikal	0,8 mm
Durchmesser Schaft	1,5 mm
<b>Physikalische Eigenschaften</b>	
Biegefestigkeit	1240 MPa (90°)
Elastizitätsmodul	24 GPa (90°)

*Tabelle 11: Technische Daten Rebilda Post*

[*Rebilda Post Wissenschaftliche Information, Voco, Cuxhaven, D (2008)*]

### 3.6. Adhäsive Befestigung der Wurzelstifte

Die Wurzelstifte wurden zur Positionskontrolle im aufbereiteten Wurzelkanal und im Lumen der PMMA-Sockel einprobiert. Dabei wurde besonders auf wandständigen Sitz und vollständige vertikale Aufbereitung geachtet. Die erforderlichen Stifthöhen wurden markiert und die Wurzelstifte mit einer feinen Diamant-Trennscheibe gekappt. Somit erreichten die Wurzelstifte eine Gesamtlänge von 12 mm. Mit Wasserstoffperoxid-Lösung (2%) wurden die Wurzelkanäle gesäubert und mit Papierspitzen der ISO-Größe 40 (Roecko, Langenau, D) getrocknet.

#### 3.6.1. FRC Postec Plus - Zementierung mit Variolink II

Der FRC Postec Plus Wurzelstift wurde nach seiner Einprobe mit Monobond-S (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) silanisiert, wobei das Silan nach 60 s Einwirkzeit mit einem Luftbläser vorsichtig getrocknet wurde. Dabei galt besonderes Augenmerk auf einen wasser- und ölfreien Luftstrahl, sowie auf die Vermeidung von Berührungen mit der silanisierten Stiftoberfläche.

Als Adhäsivsystem wurde Syntac (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) verwendet und als Befestigungskomposit diente Variolink II (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL).

Die Kavität wurde mit dem 37%-igen Phosphorsäuregel Total Etch (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) gefüllt, nach 15 s Einwirkzeit für mindestens 5 s mit einem kräftigem Wasserstrahl ausgespült und anschließend mit dem Luftbläser und Papierspitzen getrocknet. Der Syntac Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) wurde in die Kavität mit einem Einmalpinsel eingebracht und für 15 s dort belassen, bevor Überschüsse mit Druckluft verblasen wurden. In einem zweiten Arbeitsschritt wurde Syntac Adhesive (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) mit einem Einmalpinsel aufgetragen und nach 10 s mit dem Luftbläser getrocknet. Zuletzt wurde Heliobond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) appliziert und dünn ausgeblasen. Der auf diese Weise vorbereitete Prüfkörper wurde lichtdicht aufbewahrt, um ein vorzeitiges Aushärten des Adhäsivsystems durch Lichteinfluss zu vermeiden.

## Material und Methode

Das verwendete dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II wurde erst unmittelbar vor Eingliederung der Wurzelstife angemischt. Intensive Beleuchtung wurde vermieden, um ein vorzeitiges Aushärten zu verhindern. Basispaste und Katalysatorpaste wurden im Verhältnis 1 : 1 auf einem Anmischblock 10 s vorsichtig mit einem Spatel angemischt. Der FRC Postec Plus Stift wurde mit etwas Befestigungskomposit beschickt und langsam mit leichtem Druck in den Kanal eingeführt, wobei Überschüsse mit einem Einmalpinsel entfernt wurden. Der Druck auf den Stift wurde beibehalten, während die Lichthärtung für 40 s mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) durchgeführt wurde. Im entlasteten Zustand wurde die Lichthärtung für 40 s ein zweites Mal vollzogen.

### **3.6.2. Rebilda Post - Zementierung mit Rebilda DC blau**

Der Rebilda Post Wurzelstift wurde nach Einprobe mit Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, D) silanisiert, wobei das Silan nach 60 s Einwirkzeit mit einem wasser- und ölfreien Luftstrahl vorsichtig getrocknet wurde.

Als Adhäsivsystem wurde Futurabond DC (Voco, Cuxhaven, D) verwendet und als Befestigungskomposit diente Rebilda DC blau (Voco, Cuxhaven, D).

Futurabond DC ist ein mit Nanopartikeln verstärktes, dualhärtendes Self-Etch-Bonding. Es besteht aus den zwei Komponenten Liquid 1 und Liquid 2, die auf einer Mischpalette mit einem Single Tim (Voco, Cuxhaven, D) Einmalpinsel für 2 s angemischt wurden. Nach Trocknung der Kavität mit Luftbläser und Papierspitzen wurde das Adhäsiv in die Kanäle eingebracht, für 20 s einmassiert und anschließend 5 s mit dem Luftbläser vorsichtig getrocknet. Auch hier wurde intensive Beleuchtung vermieden.

Das dualhärtende, fluoridhaltige Komposit Rebilda DC blau diente sowohl zur Befestigung der Wurzelstife, als auch als Material für den Stumpfaufbau. Der mit Ceramic Bond silanierte Wurzelstift wurde mit Rebilda DC aus der QuickMix Spritze (Voco, Cuxhaven, D) benetzt und vorsichtig in den Kanal eingeführt. Grobe Überschüsse wurden mit einem Einmalpinsel entfernt. Unter Aufrechterhaltung des Drucks auf den Wurzelstift wurde die Lichthärtung mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) für 40 s aktiviert. Zuletzt wurde erneut für 40 s gehärtet, jedoch ohne Druck auf den Wurzelstift.

### 3.7. Herstellung der adhäsiv befestigten Stumpfaufbauten

#### 3.7.1. Herstellung der Duplierform für die Prüfgruppen 1, 2 und 3

Die direkten Stumpfaufbauten zur Aufnahme der Vollkeramikkronen der Prüfgruppen 1 bis 3 (Abbildung 9) sollten sich durch einheitliche Abmessungen auszeichnen. Deshalb wurde ein Modellstumpfaufbau folgender Größe angefertigt (Tabelle 12):

Höhe Aufbau bukkal	<b>5 mm</b>
Höhe Aufbau palatinal	<b>3 mm</b>
Durchmesser mesio-distal	<b>3 mm</b>
Durchmesser bukko-lingual	<b>5 mm</b>
Inzisale Breite	<b>2 mm</b>
Zirkulär abgerundete Stufenpräparation	<b>1 mm</b>
Präparationswinkel	<b>6°</b>

Tabelle 12: Maße der Stumpfaufbauten der Prüfgruppen 1 bis 3

Zur einfachen und genauen Reproduktion des Modellstumpfaufbaus wurde eine transparente Duplierform aus 0,7 mm dicker Erkolenfolie (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) mit Hilfe eines Tiefziehgerätes (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) hergestellt.

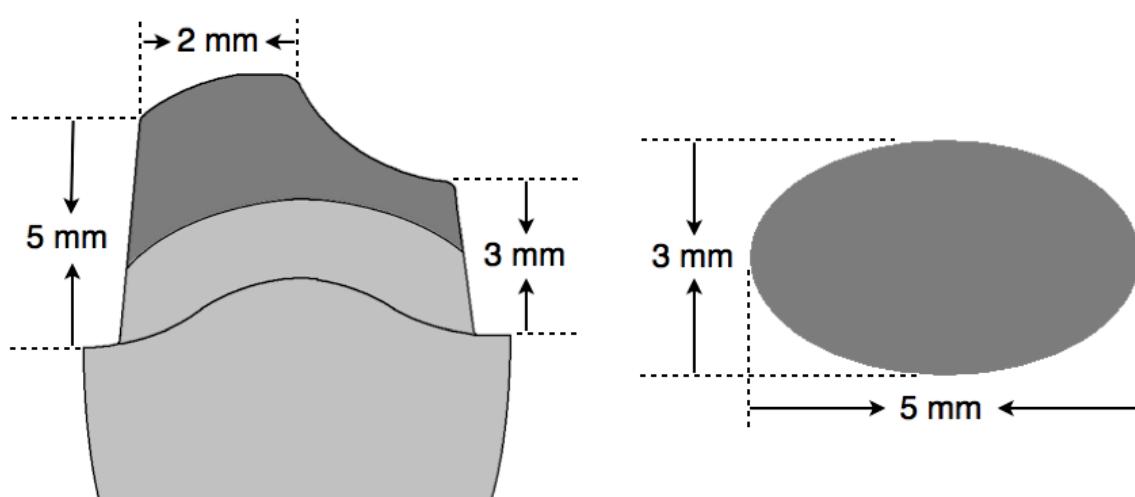


Abbildung 9: Stiftaufbau der Gruppen 1 bis 3  
(schematische Darstellung seitlich und im Querschnitt)

### 3.7.2. Herstellung der Duplierform für die Prüfgruppen 4, 5 und 6

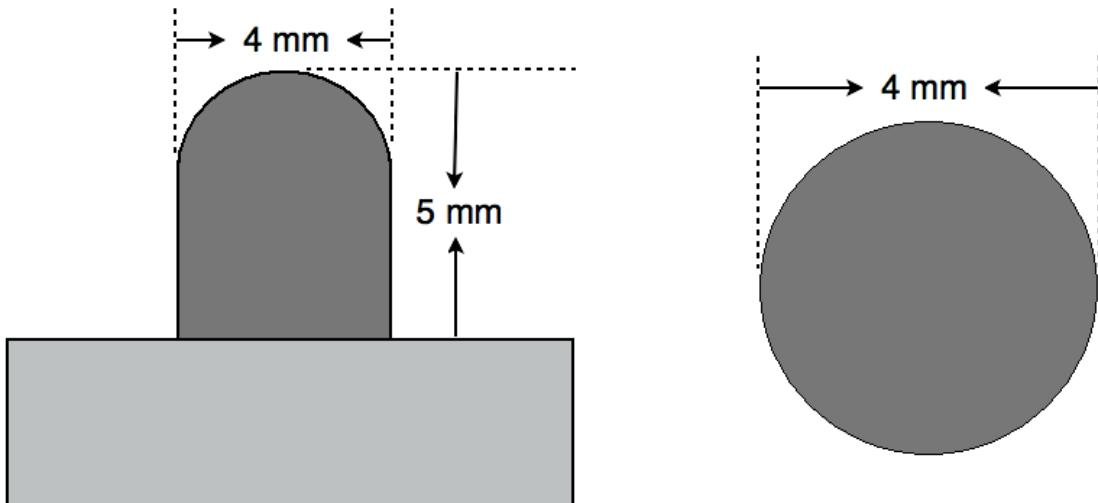
Die normierten Stumpfaufbauten der Prüfgruppen 4 bis 6 (Abbildung 10 und 11) wurden nicht mit Kronen versorgt. Es wurde ein Modellstumpfaufbau in Form eines koronal abgerundeten Zylinders mit folgenden Ausmaßen angefertigt (Tabelle 13):

Höhe Aufbau	<b>5 mm</b>
Durchmesser	<b>4 mm</b>

*Tabelle 13: Maße der Stumpfaufbauten der Prüfgruppen 4 bis 6*

Auch hier wurde eine transparente Duplierform aus 0,7 mm dicker Erkolenfolie (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) mit Hilfe eines Tiefziehgerätes (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) hergestellt.

Im Zenit der Duplierform wurde in Verlängerung des Wurzelstiftes ein 1 mm großes Loch eingestanzt. Dies dient der späteren genauen Zentrierung der Duplierform auf dem Plexiglas-Sockel und ermöglicht das Einbringen des Stumpfaufbaumaterials.



*Abbildung 10: Stiftaufbau der Gruppen 4 bis 6  
(schematische Darstellung seitlich und im Querschnitt)*



Abbildung 11: Modellstumpfaufbau auf PMMA-Sockel

### 3.7.3. FRC Postec Plus - direkter Aufbau mit MultiCore Flow

Das dualhärtende Stumpfaufbaumaterial MultiCore Flow (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) wurde für die Prüfgruppen 1, 2, 4 und 5 verwendet. Alle Prüfkörper wurden ohne Rücksicht auf Vorhandensein eines Wurzelstiftes identisch behandelt.

Als erste Maßnahme wurden die Zahnstümpfe mit CHX-Lösung (2%) und Wattepellets gesäubert und mit Druckluft getrocknet. Die PMMA-Sockel wurden an den Klebeflächen mit einem Standardbohrer (Kugel, 014, Brasseler, Lemgo, D) angeraut.

Im folgenden Schritt wurde die Anwendung des selbstätzenden, lichthärtenden Adhäsivsystems AdheSE (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) durchgeführt. Mit einem Einmalpinsel wurde AdheSE Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) am Schmelz beginnend aufgetragen und für 15 s auf der gesamten Fläche einmassiert. Der Überschuss an Primer wurde mit Druckluft verblasen. Anschließend erfolgte die Benetzung der Klebeflächen mit AdheSE Bond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) und dessen Verteilung mit einem sanften Luftstrom. Die Lichthärtung erfolgte mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) für 20 s.

MultiCore Flow wurde zur Vermeidung von Luftblasen um die Wurzelstifte gespritzt. Der Hauptteil des Materials wurde langsam in die zuvor gefertigte Duplierform gegeben, die anschliessend exakt über den Stiften positioniert wurde. Bei Prüfgruppen ohne Stift geschah dies durch zuvor angebrachte Orientierungslienien auf den Prüfkörpern. Es wurde mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX für 120 s lichtgehärtet und die Duplierform entfernt. Nach 24 Stunden wurden Überschüsse mit einem 46 µm Feinkorndiamanten (Zylinder Kante rund, 012, Brasseler, Lemgo, D) entfernt und die standardisierten Ausmaße überprüft.

### **3.7.4. Rebilda Post - direkter Aufbau mit Rebilda DC blau**

Die Prüfgruppen 3 und 6 wurden mit dem dualhärtenden Stumpfaufbaumaterial Rebilda DC blau (Voco, Cuxhaven, D) versorgt.

Auch hier wurden die Zahnstümpfe mit CHX-Lösung (2%) und Wattepellets gesäubert und mit ölfreier Druckluft getrocknet. Die PMMA-Sockel wurden an den Klebeflächen mit einem Standardbohrer (Kugel, 014, Brasseler, Lemgo, D) angeraut.

Analog zur Zementierung der Rebilda Post Stifte wurde Futurabond DC (Voco, Cuxhaven, D) auch als Adhäsiv zur Befestigung der Rebilda DC blau Stumpfaufbauten verwendet.

Nach Vermengung der zwei Komponenten Liquid 1 und Liquid 2 auf einer Mischpalette mit einem Single Tim (Voco, Cuxhaven, D) Einmalpinsel für 2 s wurde das Adhäsiv auf die Klebeflächen aufgebracht, 20 s einmassiert und für 5 s mit dem Luftbläser vorsichtig getrocknet. Die Lichthärtung erfolgte mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) für 20 s.

Die Duplierform wurde mit Rebilda DC blau langsam gefüllt und genau über den Stiften positioniert. Zuvor wurden die Stifte zur Vermeidung von Luftblasen mit dem Material umspritzt. Nach Lichthärtung für 120 s mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX und der Entfernung der Duplierfolie konnten die Überschüsse nach 24 Stunden mit einem 46 µm Feinkorndiamanten (Zylinder Kante rund, 012, Brasseler, Lemgo, D) entfernt werden.

## **3.8. Herstellung und adhäsive Befestigung der Vollkeramikkronen**

### **3.8.1. Herstellung der Vollkeramikkronen**

Die Versorgung der Prüfgruppen 1 bis 3 wurde mit IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) Vollkeramikkronen realisiert.

Zuerst erfolgte die Abformung der Stumpfaufbauten mit Permadyne (3M Espe, Seefeld, D) und die Herstellung von Modellstümpfen aus Superhartgips der Klasse IV (Tewestone White, Kettenbach, D), wobei der Gips nach einer Stunde Abbindezeit aus den Abformungen entfernt wurde. Die Gipsstümpfe wurden zur Oberflächenhärtung mit Gipshärter (Die Sealer & Hardener Clear 00 µm, KerrLab, D) zwei Mal versiegelt und mit einem dünnen Distanzlack (Hardener Spacer Clear 03 µm, KerrLab, D) über die Präparationsgrenze eingepinselt. Anschliessend wurde ein dickerer Distanzlack (Cement

## Material und Methode

Spacer 20 µm, KerrLab, D) bis 1 mm oberhalb der Präparationsgrenze aufgetragen, um eine ungewollte Friktion der Kronen auf den Gipsstümpfen zu verhindern.

Nun konnten die Kronen in anatomischer und funktioneller Form unter Verwendung eines rückstandsfrei verbrennenden Modellierwachs für die dentale Kronentechnik (S-U-Ästhetikwachs-O, Schuler-Dental, Ulm, D) aufgewachst werden. Die empfohlenen Mindestschichtstärken (zervikal 1,0 mm, inzisal 1,5 mm, labial/palatal 1,2 mm) wurden zum Erhalt der Kronenstabilität nicht unterschritten. Als Vorlage für die folgenden Modellationen wurde ein Silikonschlüssel hergestellt, der die Reproduzierbarkeit der Kronendimensionen gewährleisten sollte. Es folgte die Befestigung eines 3 mm dicken Wachsdrähtes an der inzisalen Kante und die Anstiftung auf der IPS e.max Muffelbasis (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) mit der mitgelieferten Schablone. Die Flussrichtung sollte möglichst direkt sein und scharfe Kanten an Ansatzstellen von Presskanal, Pressobjekt und Muffelbasis mussten abgerundet werden. Pro Muffel wurden zwei Kronen gepresst, wobei ein Mindestabstand von 3 mm eingehalten wurde. Anschliessend musste der IPS e.max Silikonring (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) auf die Muffelbasis aufgesetzt werden. Die Einbettung erfolgte mit der Einbettmasse IPS PressVEST Speed (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL). Die Muffel wurde vorsichtig bis zur Markierung mit Einbettmasse gefüllt und die IPS e.max Muffellehre (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) mit einer Kippbewegung aufgesteckt. Nach einer Abbindezeit der Einbettmasse von 40 min wurden die Muffellehre und die Muffelbasis mit einer Drehbewegung entfernt und die Muffel vorsichtig aus dem Silikonring gedrückt. Störstellen auf der Standfläche der Muffel wurden mit einem Gipsmesser beseitigt, wobei keine Einbettmassereste in den Presskanal gelangen durften. Jetzt konnte die Muffel in einem konventionellen Vorwärmofen für 1 Stunde bei 850°C aufgeheizt werden. Bevor der Vorwärmzyklus der Muffel beendet war, wurden der kalte IPS e.max Alox-Kolben (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) und der kalte IPS e.max Rohling (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) bereitgestellt, der Pressofen (Abbildung 12) eingeschaltet und das entsprechende Pressprogramm für IPS e.max Press aufgerufen. Nach Ablauf des Vorwärmzyklus wurde die heiße Muffel entnommen, mit dem kalten IPS e.max Rohling und dem kalten IPS e.max Alox-Kolben bestückt und im Zentrum des heißen Pressofens platziert. Folgende Pressparameter wurden eingehalten (Tabelle 14):

Temperatur	Haltezeit	Druck	Initialtemperatur	Endtemperatur
<b>925°C</b>	<b>15 min</b>	<b>5 bar</b>	<b>500°C</b>	<b>925°C</b>

*Tabelle 14: Brennparameter für IPS e.max Press*

## Material und Methode

Die Muffel wurde nach Ablauf des Pressprogramms aus dem Pressofen entnommen und über 60 min bei Raumtemperatur abgekühlt. Anschliessend wurden die Pressobjekte im Sandstrahlgerät ausgebettet. Dies geschah alleinig mit Glanzstrahlperlen (50 - 100 µm) bei 4 bar Druck zur Grobausbettung und 2 bar Druck zur Feinausbettung.

Die Pressobjekte wurden von der Reaktionsschicht in einem mit IPS e.max Press Invex Liquid (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) gefüllten Plastikbecher für 10 min im Ultraschallgerät gesäubert und darauf unter fliessendem Wasser abgespült. Die Presskanäle wurden mit einer dünnen Diamanttrennscheibe unter permanenter Befeuchtung abgetrennt. Die Überarbeitung der Ansatzstellen der Presskanäle und die Aufpassung der Kronen auf die Gipsstümpfe erfolgten mit einem Diamantschleifkörper (Kugel, 012, Brasseler, Lemgo, D) unter stetiger Wasserkühlung.



Abbildung 12: Pressofen

### 3.8.2. Adhäsive Befestigung der Vollkeramikkronen

Die Prüfkörper wurden mit Polierbürstchen (Miniaturbürstchen, Hawe Neos Dental, CH) und fluoridfreier Polierpaste Pell-Ex, Hawe Neos Dental, CH) gereinigt. Die Stümpfe wurden mit Isopropanol (70%) entfettet.

Die IPS e.max Kronen der Prüfgruppen 1 und 2 wurden mit dem Befestigungskomposit Variolink II zementiert, als Adhäsiv wurde Syntac verwendet. Die Zahnstümpfe wurden mit

Phosphorsäure konditioniert und anschließend mit Syntac Primer, Syntac Adhesive und Heliobond analog zur Befestigung der FRC Postec Plus Stifte behandelt. Die Innenflächen der Kronen wurden für 20 s mit Flusssäure (IPS Ceramic Ätzgel, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) angeätzt, gut mit Wasser ausgespült und getrocknet. Die Silanisierung erfolgte mit Monobond-S. Variolink II wurde angemischt und mit einem Heidemannspatel in die Kronen appliziert. Die mit Komposit beschickten Kronen wurden auf die Zahnstümpfe gesetzt, axial belastet und die Überschüsse mit einem Einmalpinsel entfernt. Mit dem Lichthärtegerät Heliolux DLX wurde von allen Seiten unter Aufrechterhaltung des axialen Drucks für insgesamt 80 s ausgehärtet. Nach 24 Stunden wurden die Kronenränder mit einem Feinkorndiamanten (Olive, 012, Brasseler, Lemgo, D) und unter Wasserkühlung nachbearbeitet. Zuletzt wurde mit Sof-Lex Scheiben (3M Espe, Seefeld, D) poliert.

Der Prüfgruppe 3 diente Rebilda DC als Befestigungskomposit und Futurabond DC als Adhäsiv. Es wurde analog der Vorgehensweise der Prüfgruppen 1 und 2 vorgegangen.

### **3.9. Alterung und Prüfung**

#### **3.9.1. Kausimulation**

Die Prüfgruppen 1 bis 3 wurden einer thermozyklischen und mechanischen Kausimulation unterzogen. Zur Simulation eines Interinzisalwinkels von 135° [SCHULZE (1981), COCA und SCHWICKERATH (1987)] wurden die Prüfkörper in den dafür vorgesehenen Probekästen mit transparentem Kunststoff (Palapress Vario Transparent, Heraeus-Kulzer, Wehrheim, D) entsprechend fixiert (Abbildung 13). Als Antagonist diente der Höcker eines menschlichen Zahnes. Die Belastungsfläche der Prüfkörper lag mittig auf der palatinalen Seite 2 mm unterhalb der Inzisalkanten der Vollkeramikkronen, was einer Normokklusion im Frontzahngebiet entspricht [COCA und SCHWICKERATH (1987)].

Der verwendete Kausimulator (EGO, D) ist ein pneumatisches System mit 10 Probekästen. Die variabel einstellbaren und von einem Computer überwachten Parameter Kaukraft, hydrolytische Belastung und Temperatur wurden kontrolliert, der Belastungsabstand zwischen Krone und Stempel war konstant. Es wurde eine 5-jährige Tragedauer (6000 x 5°/55°, 2 min/Zyklus; 1,2 Mio x 50 N) simuliert [ROSENTRITT et al. (1997), KREJCI et al. (1994)], was durch eine thermozyklisch-mechanische Belastung (TCML, Thermal Cycling

## Material und Methode

and Mechanical Loading) über 200 Stunden erreicht wurde. Dabei wurden die Proben in 6000 Wechselzyklen für je 2 Minuten mit 5°C und 55°C warmen, entionisiertem Wasser umspült, während die Antagonisten mit einer Frequenz von 1,66 Hz und einer Druckbelastung von 50 N von okklusal auf die Prüfkörper trafen. Somit wurden 1,2 Millionen Belastungen erreicht. Diese Versuchspараметer scheinen für eine Vorhersage des klinischen Verhaltens von Stiftversorgungen an Frontzähnen geeignet zu sein [ROSENTRITT et al. (2008), ROSENTRITT et al. (2009d), JUNGBAUER (2009)]. Die thermozyklisch-mechanische Kausimulation unterzieht die getesteten Materialien einer künstlichen Alterung und beeinflusst somit deren Bruchfestigkeiten.

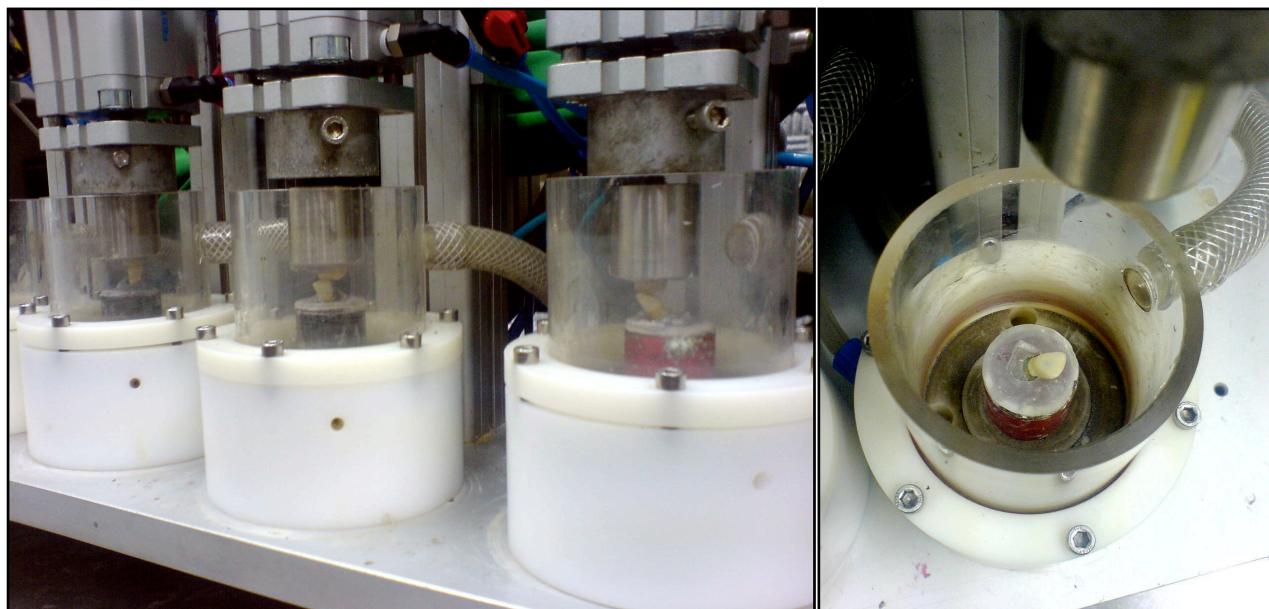


Abbildung 13: Kausimulator und Probekammer

Nach Entnahme der Prüfkörper aus dem Kausimulator wurden sie mit dem Stereolichtmikroskop SV 8 (Zeiss, Oberkochen, D) visuell bei vierfacher Vergrößerung untersucht und alle Schäden dokumentiert. Nur Zähne, die wegen gravierender Schäden vorzeitig aus dem Kausimulator entfernt werden mussten, wurden nicht mehr für den Bruchversuch verwendet.

Alle Zähne wurden mit einer Schieblehre vermessen und für jeden Prüfkörper ein separates Schema angefertigt. Auf diese Weise konnten Sprünge und Schäden, die im Kausimulator entstanden sind, mit den im Bruchtest erzeugten Bruchformen verglichen werden.

### 3.9.2. Bruchfestigkeit

Die Bruchfestigkeiten der Prüfkörper aller sechs Prüfgruppen wurde in der Universalprüfmaschine Zwick 1446 (Zwick, Ulm, D) getestet. Es wurde ein Winkel von  $135^\circ$  zwischen der Achse des Prüfkörpers und der Kraftrichtung des Prüfstempels gewählt (Abbildung 14). Auf diese Weise wurde der physiologische Interinzisalwinkel simuliert [SCHUMACHER et al. (1973), SCHULZE (1981)]. Die Anordnung der Prüfkörper der Prüfgruppen 1 bis 3 in der Prüfmaschine erfolgte in gleicher Weise wie bei der Kausimulation (Abbildung 15). Bei den Prüfgruppen 4 bis 6 musste der Objekttisch um  $45^\circ$  zur Horizontalen geneigt werden, um einen Winkel von  $135^\circ$  zwischen Aufbau und Belastungsstempel zu erreichen (Abbildung 15). Der Stempel traf die Komposit-Aufbauten inzisal im abgerundeten Bereich. Alle Sockel wurden mit Hilfe einer Rändelschraube auf dem Objekttisch fixiert. Zur Wahrung einer gleichmäßigen Kraftverteilung und zur Vermeidung von Kraftspitzen wurde eine 0,2 mm dicke Zinnfolie zwischen Prüfkörper und abgerundetem Prüfstempel (Durchmesser 3,5 mm) gelegt. Alle Proben wurden mit der Universalprüfmaschine bis zum Versagen (Bruch) belastet, wobei eine konstante Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min gewährleistet wurde. Kraft und Weg wurden registriert. Bestimmt wurden Bruchwerte bei einem Kraftabfall von 10% und 90% der Maximalkraft. Der Bruch wurde automatisch erkannt. Ferner erfolgte eine akustische Überwachung des Versuchs, um Frakturen in der Keramik ohne sofortigen Kraftabfall zu erkennen.

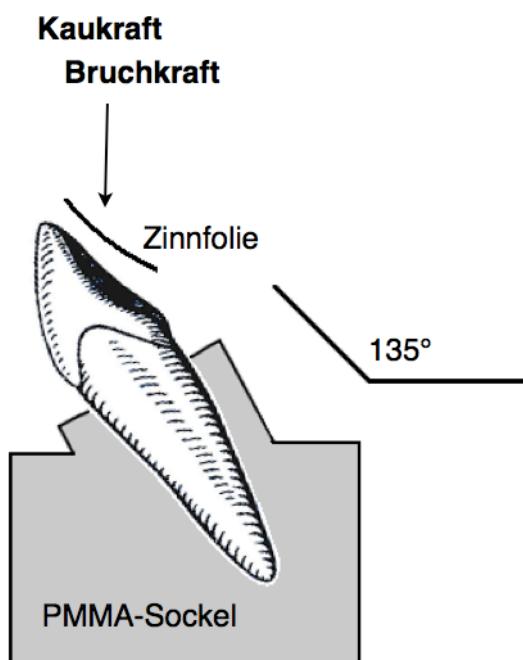


Abbildung 14: Anordnung für Kausimulation und Bruchversuch (schematische Darstellung)

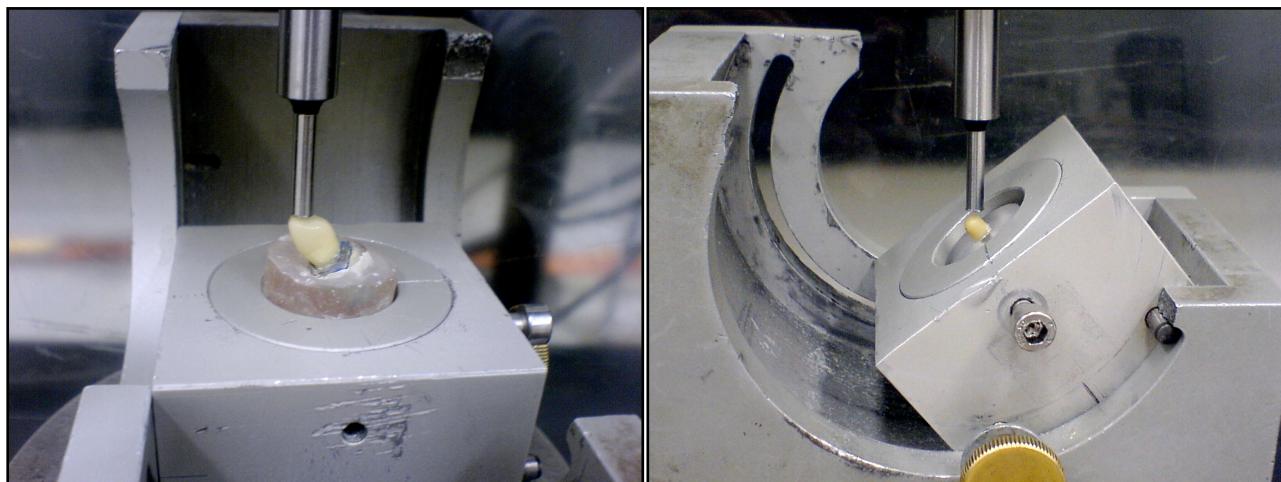


Abbildung 15: Anordnung Bruchversuch für Human- und PMMA-Zähne

Mit dem Stereolichtmikroskop SV 8 (Zeiss, Oberkochen, D) wurden die Probekörper nach Durchführung des Bruchversuches visuell bei vierfacher Vergrößerung begutachtet, dokumentiert und unterschiedliche Bruchformen definiert. Untersucht wurden besonders die Bruchflächen der adhäsiv eingesetzten Stifte, der Aufbauten, der Vollkeramikkronen und der Wurzeln.

Die Bruchformen können bei Beurteilung der adhäsiven Befestigung drei verschiedenen Gruppen zugeordnet werden [HABENICHT (2005)]. Der Adhäsionsbruch ist ein Bruch im Grenzbereich zwischen Klebeschicht und Fügeoberfläche. Als Kohäsionsbruch wird ein Bruch innerhalb der Klebeschicht bezeichnet. Bei dem gemischten Adhäsions- und Kohäsionsbruch liegt eine Kombination beider Bruchformen vor.

Der Bruchtest in der Universalprüfmaschine ergab für alle Prüfgruppen nach optischer Beurteilung charakteristische Bruchmuster. Es wurden Bruchformen für die Echtzahn-Prüfkörper der Prüfgruppen 1, 2 und 3 und Bruchformen für die PMMA-Prüfkörper der Prüfgruppen 4, 5 und 6 (Tabelle 15) definiert.

	Prüfgruppen 1, 2 und 3	Prüfgruppen 4, 5 und 6
Bruchformen	<b>A, B, C, D und E</b>	<b>F, G, H und I</b>

Tabelle 15: Einteilung der Bruchformen nach Prüfgruppen

## Material und Methode

Folgende Bruchformen wurden nach makroskopischer und mikroskopischer Betrachtung der gebrochenen Prüfkörper unterschieden (Abbildungen 16 und 17):

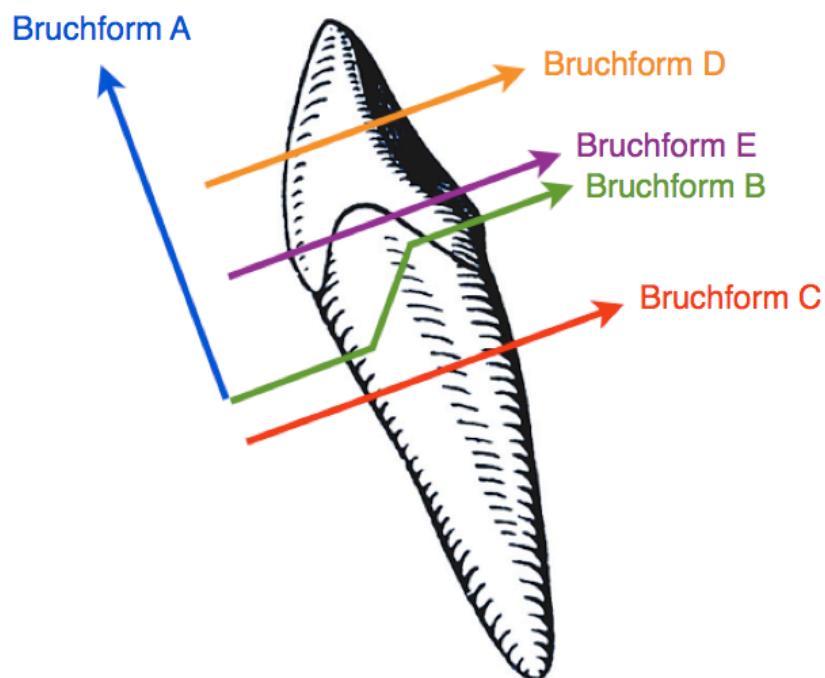


Abbildung 16: Schematische Darstellung der Bruchformen A bis E (Humanzähne)

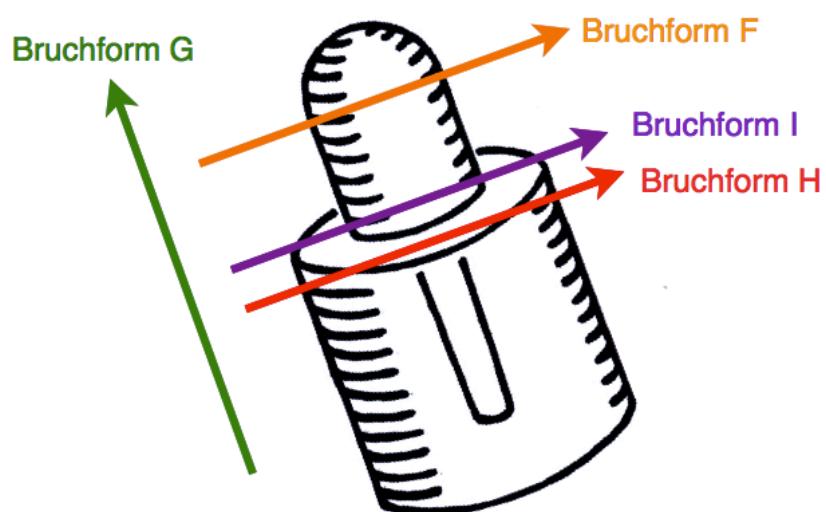


Abbildung 17: Schematische Darstellung der Bruchformen F bis I (PMMA-Prüfkörper)

Mit den Tabellen 16 und 17 werden die Bruchformen der Echtzahn- und PMMA-Prüfgruppen anhand exemplarischer Fotografien erklärt.

## Material und Methode

<b>Bruchform A</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahnhartsubstanz frakturiert</li> <li>- Verbund Stift/Aufbau/Krone intakt</li> <li>- Stift gelöst, aber intakt</li> <li>- Frakturverlauf entlang der Kronengrenze (oral) und im Wurzelanteil (vestibulär)</li> </ul>	
<b>Bruchform B</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahnhartsubstanz frakturiert</li> <li>- Verbund Stift/Aufbau/Krone intakt</li> <li>- Stift nicht gelöst</li> <li>- Frakturverlauf entlang der Kronengrenze und im Wurzelanteil</li> </ul>	
<b>Bruchform C</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahnhartsubstanz frakturiert</li> <li>- Verbund Stift/Aufbau/Krone intakt</li> <li>- Frakturverlauf im Wurzelanteil</li> </ul>	
<b>Bruchform D</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kronenversorgung frakturiert und dezentriert</li> <li>- Zahnhartsubstanz und Kunststoffaufbau intakt</li> </ul>	
<b>Bruchform E</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dezentrierung Krone und Aufbau</li> <li>- keine Frakturen der Zahnhartsubstanz oder der Kronenversorgung</li> <li>- Sonderform bei Prüfgruppe 2 (ohne Stift)</li> </ul>	

*Tabelle 16: Definition der Bruchformen für die Prüfgruppen 1, 2 und 3*

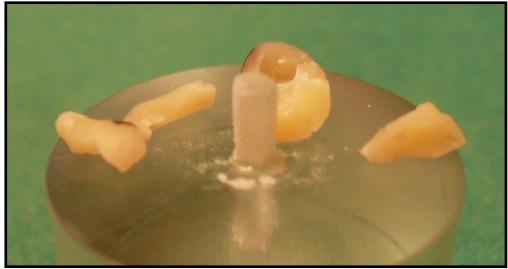
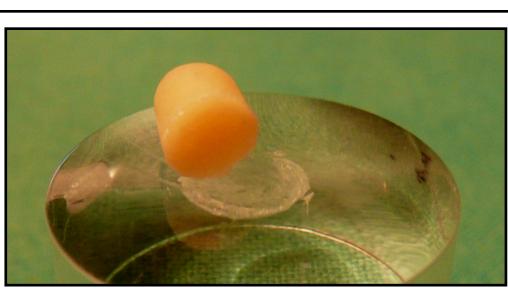
<b>Bruchform F</b>	- Aufbau frakturiert - Verbund Stift/Aufbau zerstört - Stift nicht gelöst	
<b>Bruchform G</b>	- Stift gelöst - Verbund Stift/Aufbau intakt	
<b>Bruchform H</b>	- Stift horizontal frakturiert - Aufbau vom PMMA-Sockel gelöst - Verbund Stift/Aufbau intakt - Verbund Stift/PMMA-Sockel intakt	
<b>Bruchform I</b>	- Aufbau vom PMMA-Sockel gelöst - Sonderform der Prüfgruppe 5	

Tabelle 17: Definition der Bruchformen für die Prüfgruppen 4, 5 und 6

### 3.10. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und graphische Darstellung wurde mit dem Programm SPSS für Windows, Version 15 (SPSS Inc., Chicago, USA) und dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel, Version 7 (Microsoft, Redmond, USA) durchgeführt. Zwischen den Versuchsgruppen wurden paarweise Signifikanztests mit dem Mann Whitney U-Test durchgeführt. Der graphischen Darstellung diente ein Boxplot.

### 3.10.1. Mann Whitney U-Test

Der auf dem Wilcoxon-Test für unabhängige Stichproben basierende Rangtest nach Mann und Whitney vergleicht die Verteilung zweier unabhängiger Stichproben. Diese müssen stets das Ordinalskalenniveau besitzen. Der U-Test untersucht unter der Annahme, dass die Verteilungskurven der beiden Stichproben die gleiche Gestalt besitzen, gegen die Alternativ-Hypothese H1: „Die Mediane unterscheiden sich“. Der Median wird als Maß für die zentrale Tendenz verwendet. Bei diesem Wert handelt es sich um den Percentilwert, über bzw. unter dem 50% der Verteilung liegen. Bei einem vorgeschriebenen Testniveau von 5% ist bei einem Signifikanzniveau  $\alpha$  von unter 0,05 die Annahme von Unterschieden als akzeptabel anzusehen [KÄHLER (1998)].

### 3.10.2. Boxplot

Durch Darstellung mittels eines Boxplots ist eine Gesamteinschätzung der Symmetrie einer Verteilung, der Lage der zentralen Tendenz, sowie der Variabilität der Werte möglich. Der Median gliedert die Verteilung in zwei Hälften, unterhalb und oberhalb liegen jeweils 50% der Merkmalsausprägungen. Für die Häufigkeitsverteilung der ermittelten Bruchfestigkeiten wurde das 1. (unter, 25%) und das 3. (obere, 75%) Quartile bestimmt. Der Median ist im Gegensatz zum arithmetischen Mittel robust und deckt Ausrisswerte auf. Somit charakterisiert die Boxlänge die Variabilität des Merkmals, der Median zeigt die zentrale Tendenz (Abbildung 18).

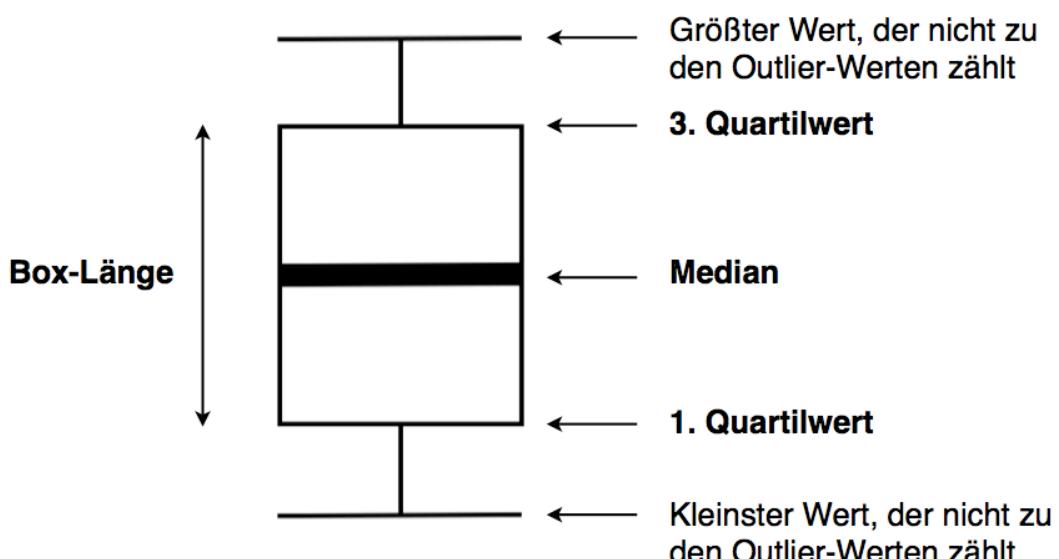


Abbildung 18: Boxplot [KÄHLER (1998)]

## 4. ERGEBNISSE

### 4.1. Begutachtung der Prüfkörper nach Kausimulation

Nach Ausbau der Proben der Prüfgruppen 1, 2 und 3 aus dem Kausimulator wurden diese mit dem Stereolichtmikroskop SV 8 (Zeiss, Oberkochen, D) visuell bei vierfacher Vergrößerung untersucht. In Tabelle 18 werden die durchschnittlichen Abmessungen der Prüfkörper angegeben. Ferner wird ersichtlich, welche Prüfkörper während der Kausimulation beschädigt wurden und somit für den Bruchversuch nicht mehr zur Verfügung standen.

Prüfgruppe	1 (n=8)	2 (n=8)	3 (n=8)
Wurzellänge	16,3 mm	16,9 mm	15,8 mm
Kronenlänge	7,2 mm	7,9 mm	7,7 mm
Kronenbreite	7,7 mm	7,7 mm	7,9 mm
Krontiefe	7,8 mm	7,9 mm	7,3 mm
Schäden	Prüfkörper 6: Ausfall bei 411850 Zyklen	Keine Ausfälle	Keine Ausfälle

*Tabelle 18: Durchschnittliche Abmessungen und Schäden der Prüfkörper während der Kausimulation*

Die Zahnhartsubstanzfraktur des Prüfkörpers 6 aus der Prüfgruppe 1 entsprach der Bruchform A (siehe 3.9.2., Abbildung 16 und Tabelle 16). Somit konnte dieser Prüfkörper im anschliessenden Bruchversuch nicht mehr verwendet werden und die Anzahl der Prüfkörper in Prüfgruppe 1 reduzierte sich auf 7 Proben.

### 4.2. Bruchfestigkeiten

Die Mediane der Bruchfestigkeiten und die 1. und 3. Quartilwerte der einzelnen Gruppen werden in Tabelle 19 dargestellt. Es wurden Werte für 10%igen und 90%igen Kraftabfall der Maximalkraft erhoben.

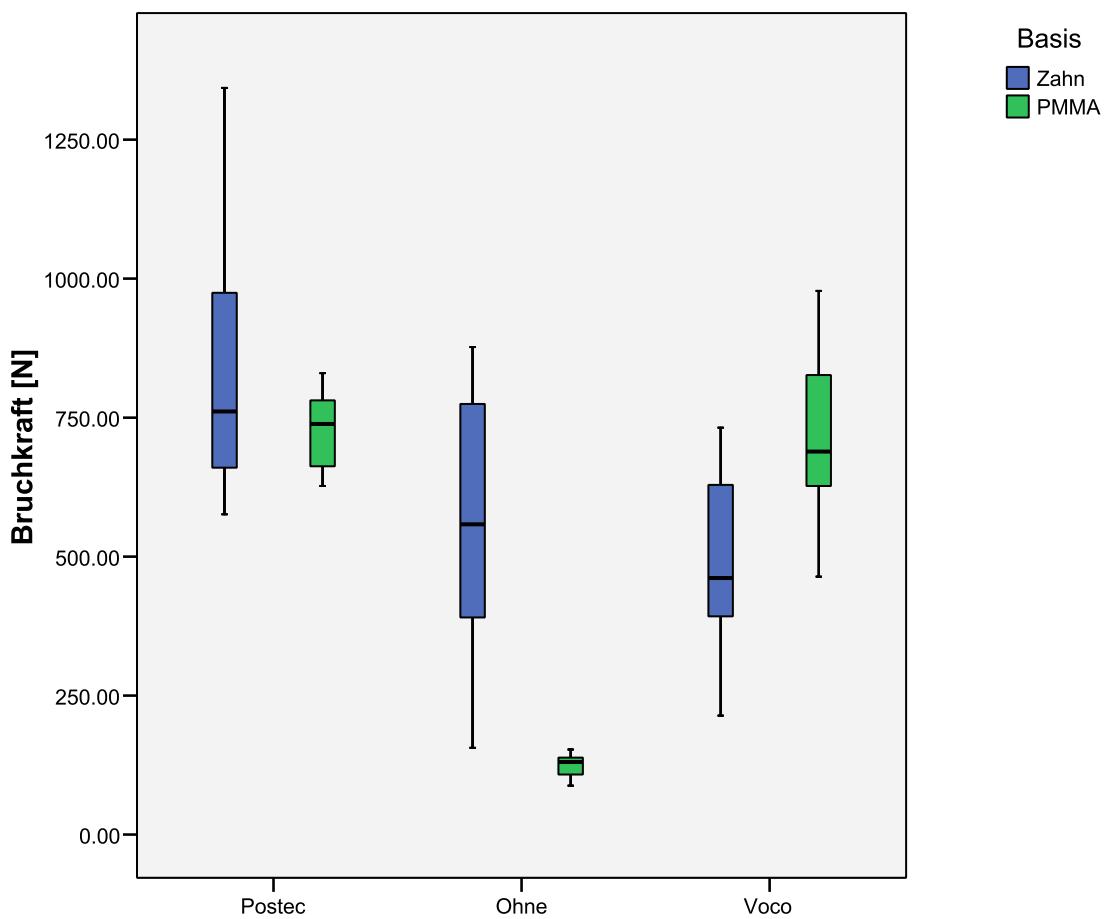
## Ergebnisse

Prüfgruppe	1 (n=7)	2 (n=8)	3 (n=8)	4 (n=8)	5 (n=8)	6 (n=8)
<b>Typ</b>	Echtzahn	Echtzahn	Echtzahn	PMMA-Sockel	PMMA-Sockel	PMMA-Sockel
<b>Stift: Name</b>	FRC Postec Plus	Ohne Stift	Rebilda Post	FRC Postec Plus	Ohne Stift	Rebilda Post
<b>Stift: Material</b>	Glasfaser-verstärktes Komposit	-	Glasfaser-verstärktes Komposit	Glasfaser-verstärktes Komposit	-	Glasfaser-verstärktes Komposit
<b>Aufbau: Material</b>	MultiCore Flow	MultiCore Flow	Rebilda DC blau	MultiCore Flow	MultiCore Flow	Rebilda DC blau
<b>Krone: Material</b>	IPS e.max Press	IPS e.max Press	IPS e.max Press	-	-	-
<b>Mediane Bruchfestigkeit (90%) [N]</b>	<b>761</b>	<b>558</b>	<b>462</b>	<b>738</b>	<b>130</b>	<b>689</b>
<b>1./3. Quartilwert (90%) [N]</b>	<b>577/1047</b>	<b>376/810</b>	<b>380/638</b>	<b>645/786</b>	<b>102/139</b>	<b>602/849</b>
<b>Mediane Bruchfestigkeit (10%) [N]</b>	<b>311</b>	<b>249</b>	<b>167</b>	Keine Werte	<b>74</b>	Keine Werte
<b>1./3. Quartilwert (10%) [N]</b>	<b>231/381</b>	<b>162/393</b>	<b>111/189</b>	Keine Werte	<b>54/93</b>	Keine Werte

*Tabelle 19: Auflistung der Prüfgruppen, Mediane der Bruchfestigkeiten und 1./3. Quartilwert bei Kraftabfällen von 90% und 10% der Maximalkraft*

Die höchsten Bruchkräfte erzielte das Stiftsystem FRC Postec Plus in Verbindung mit einem Humanzahn (Prüfgruppe 1). Die Werte betragen im Median bei 10%igem Kraftabfall 311 N und bei maximal möglicher Belastung 761 N. In Prüfgruppe 2 wurden Bruchkräfte von 249 N bzw. 558 N für die Proben ohne Stift erreicht. Für das Stiftsystem Rebilda Post von Voco (Prüfgruppe 3) konnten Werte von 167 N bzw. 462 N registriert werden. Keine Bruchwerte konnten bei den Prüfgruppen 4 und 6 bei 10%igem Kraftabfall ermittelt werden.

Im Vergleich zu Prüfgruppe 1 lagen die Bruchwerte für die Verbindung aus FRC Postec Plus Wurzelstift und PMMA-Sockel der Prüfgruppe 4 nur geringfügig niedriger. Der Median bei maximaler Belastung betrug 738 N. Wurde kein Stift verwendet (Prüfgruppe 5), waren die Bruchwerte mit 74 N bzw. 130 N deutlich niedriger als am natürlichen Zahn. Die Prüfgruppe 6 erzielte einen Bruchwert von 689 N im Median (Abbildung 19).



*Abbildung 19: Mediane der Bruchfestigkeiten bei 90%igem Kraftabfall, 1./3. Quartilwerte, kleinste und größte nicht zu den Outlier-Werten zählenden Werte*

#### 4.2.1 Vergleich der Prüfgruppen mit Echtzähnen

Zuerst wurden die Prüfgruppen 1, 2 und 3, für welche Echtzähne verwendet wurden, miteinander verglichen. Die Bruchwerte der FRC Postec Plus Wurzelstifte (Prüfgruppe 1) und die Werte der Prüfgruppe 2 ohne Wurzelstifte waren nicht signifikant verschieden ( $10\% p=0,563$  bzw.  $90\% p=0,064$ ). Im Vergleich der Wurzelstifte FRC Postec Plus (Prüfgruppe 1) und Rebilda Post (Prüfgruppe 3) konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden ( $10\% p=0,004$  bzw.  $90\% p=0,011$ ). Zwischen den Prüfgruppen 2 (ohne Stift) und 3 (Rebilda Post) konnte mit  $p=0,036$  ein signifikanter Unterschied bei 10%igem Kraftabfall der Maximalkraft festgestellt werden. Kein signifikanter Unterschied lag mit  $p=0,528$  bei 90%igem Kraftabfall vor (Tabellen 19 und 20).

## Ergebnisse

10% / 90% Kraftabfall	FRC Postec Plus mit Echtzahn (Prüfgruppe 1)	Ohne Stift mit Echtzahn (Prüfgruppe 2)
Ohne Stift mit Echtzahn (Prüfgruppe 2)	0,563 / 0,064	-
Rebilda Post mit Echtzahn (Prüfgruppe 3)	<b>0,004* / 0,011*</b>	<b>0,036* / 0,528</b>

Tabelle 20: Mann Whitney U-Test mit einem Signifikanzniveau von  $\alpha=0,05$ , \*: signifikant

### 4.2.2. Vergleich der Prüfgruppen mit PMMA-Sockeln

Anschließend wurden die Prüfgruppen 4, 5 und 6, denen ein PMMA-Sockel zur Herstellung der Prüfkörper diente, miteinander verglichen. Ein signifikanter Unterschied von  $p=0,001$  war zwischen der Stiftversorgung mit FRC Postec Plus-Wurzelstiften (Prüfgruppe 4) und der Prüfgruppe 5 ohne Stift feststellbar. Zwischen den Prüfgruppen 4 und 6 mit den Wurzelstiften FRC Postec Plus und Rebilda Post ergab sich kein signifikanter Unterschied ( $p=0,674$ ). Wiederum als signifikant ( $p=0,001$ ) wurde der Unterschied zwischen der Prüfgruppe 5 (ohne Stift) und der mit Rebilda Post Wurzelstiften versorgten Prüfgruppe 6 eingestuft (Tabellen 19 und 21).

90% Kraftabfall	FRC Postec Plus mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 4)	Ohne Stift mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 5)
Ohne Stift mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 5)	<b>0,001*</b>	-
Rebilda Post mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 6)	0,674	<b>0,001*</b>

Tabelle 21: Mann Whitney U-Test mit einem Signifikanzniveau von  $\alpha=0,05$ , \*: signifikant

#### 4.2.3. Vergleich Echtzahn mit PMMA-Sockel

Zuletzt wurden die Bruchkräfte der Prüfgruppen, bei welchen Echtzähne verwendet wurden, mit den Prüfgruppen mit PMMA-Sockeln bei gleichen Aufbaumaterialien verglichen. Kein signifikanter Unterschied konnte bei dem Stiftsystem FRC Postec Plus (Prüfgruppen 1 und 4) festgestellt werden ( $p=0,563$ ). Wurde wie in den Prüfgruppen 2 und 5 kein Stift verwendet, waren die Bruchwerte am PMMA-Sockel mit 130N signifikant niedriger als am natürlichen Zahn mit 558N ( $p=0,001$ ). Mit  $p=0,021$  waren die Prüfgruppen 3 und 6 mit Prüfkörpern, für die das Stiftsystem Rebilda Post verwendet wurde, statistisch betrachtet signifikant verschieden. Für die Prüfgruppen 4 und 6 konnte kein Kraftabfall bei 10% der Maximalkraft ermittelt werden. Deshalb konnte nicht mit den entsprechenden Werten der Echtzahn-Prüfgruppen verglichen werden (Tabellen 19 und 22).

10% / 90% Kraftabfall	FRC Postec Plus mit Echtzahn (Prüfgruppe 1)	Ohne Stift mit Echtzahn (Prüfgruppe 2)	Rebilda Post mit Echtzahn (Prüfgruppe 3)
FRC Postec Plus mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 4)	kein Wert / 0,563	-	-
Ohne Stift mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 5)	-	<b>0,001* / 0,001*</b>	-
Rebilda Post mit PMMA-Sockel (Prüfgruppe 6)	-	-	kein Wert / <b>0,021*</b>

Tabelle 22: Mann Whitney U-Test mit einem Signifikanzniveau von  $\alpha=0,05$ , \*: signifikant

#### 4.3. Optische Beurteilung der Prüfkörper

Der Bruchtest in der Universalprüfmaschine ergab für alle Prüfgruppen charakteristische Bruchmuster. Es wurden Bruchformen für die Echtzahn-Prüfkörper der Prüfgruppen 1, 2 und 3 und Bruchformen für die PMMA-Prüfkörper der Prüfgruppen 4, 5 und 6 unterschieden (siehe 3.2.9., Tabellen 16 und 17). Die folgende Bruchformen konnten nach makroskopischer und mikroskopischer Betrachtung der gebrochenen Prüfkörper pro Prüfgruppe prozentual verteilt werden.

#### 4.3.1. Häufigkeitsverteilung der Bruchformen (Prüfgruppen 1, 2 und 3)

Tabelle 23 summiert die Häufigkeitsverteilung der Bruchformen A, B, C, D und E für die Prüfgruppen 1, 2 und 3.

	Bruchform A	Bruchform B	Bruchform C	Bruchform D	Bruchform E
Prüfgruppe 1	n=3	n=1	n=2	n=1	-
Prüfgruppe 2	n=4	-	n=2	n=1	n=1
Prüfgruppe 3	n=2	n=5	-	n=1	-

Tabelle 23: Häufigkeitsverteilung der Bruchformen, n: Anzahl der aufgetretenen Brüche

In Prüfgruppe 1 (Abbildung 20) musste der Ausfall eines Prüfkörpers im Kausimulator bei 411850 Zyklen registriert werden. Dieser konnte dem Bruchtest nicht unterzogen werden. Die verbliebenen sieben Prüfkörper verteilten sich auf die Bruchformen A bis D, wobei es in 86% der Fälle zu Frakturen der Zahnhartsubstanzen kam. Diese konnten noch in die Bruchformen A (43%), B (14%) und C (29%) unterteilt werden. In einem Fall frakturierte die Krone und wurde dezementiert (Bruchform D, 14%).

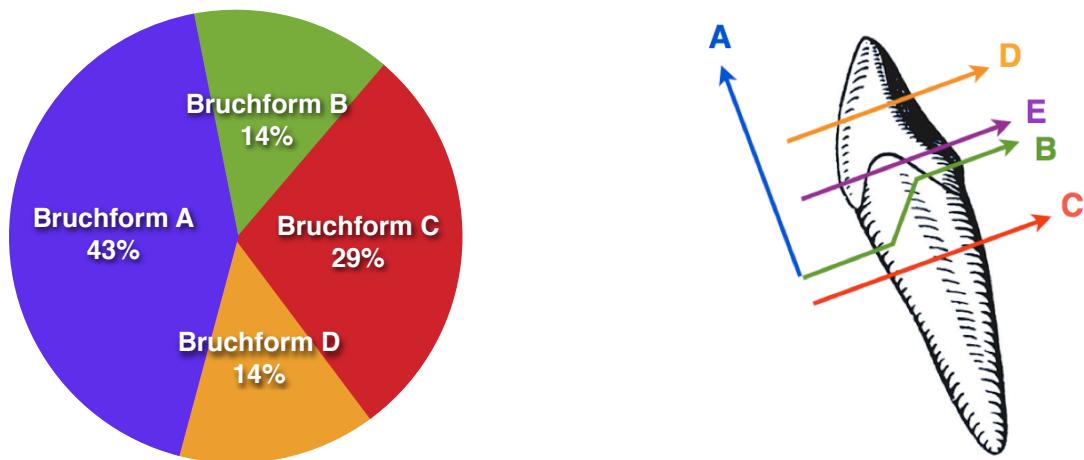
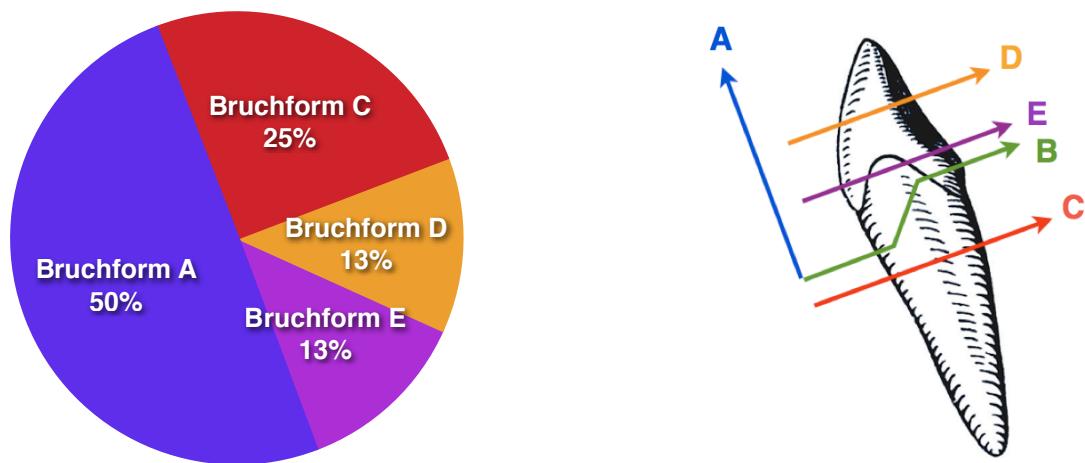


Abbildung 20: Graphische Darstellung der prozentualen Häufigkeitsverteilung der Bruchformen in Prüfgruppe 1 als Kreisdiagramm

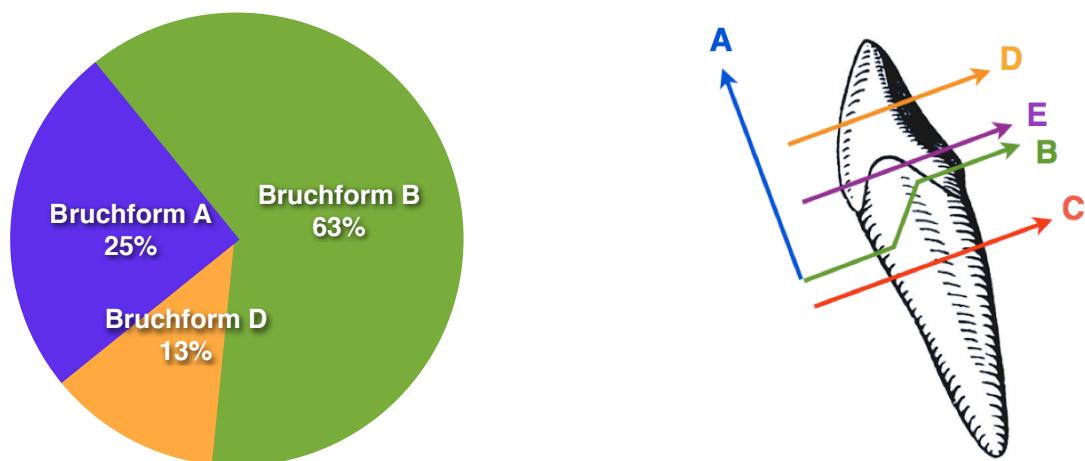
## Ergebnisse

Aus Abbildung 21 wird ersichtlich, dass in Prüfgruppe 2 die Zahnhartsubstanz in 75% der Fälle frakturierte, wobei zwischen Bruchform A (50%) und C (25%) unterschieden werden konnte. In einem Fall frakturierte die Krone und wurde dezementiert (Bruchform D, 13%). Bruchform E (13%) beschreibt einen Sonderfall dieser Prüfgruppe, wobei die Krone samt Aufbau dezementiert wurde.



*Abbildung 21: Graphische Darstellung der prozentualen Häufigkeitsverteilung der Bruchformen in Prüfgruppe 2 als Kreisdiagramm*

In 87% der Fälle frakturierte die Zahnhartsubstanz in Prüfgruppe 3 (Abbildung 22). Es wurde in die Bruchformen A (25%) und B (63%) unterschieden. Bruchform D (13%) trat in einem Fall auf. Hier frakturierte die Krone und wurde dezementiert.



*Abbildung 22: Graphische Darstellung der prozentualen Häufigkeitsverteilung der Bruchformen in Prüfgruppe 3 als Kreisdiagramm*

#### 4.3.2. Häufigkeitsverteilung der Bruchformen (Prüfgruppen 4, 5 und 6)

Tabelle 24 beschreibt die Häufigkeitsverteilung der Bruchformen F, G, H und I für die Prüfgruppen 4, 5 und 6.

	Bruchform F	Bruchform G	Bruchform H	Bruchform I
Prüfgruppe 4	n=6	n=1	n=1	-
Prüfgruppe 5	-	-	-	n=8
Prüfgruppe 6	n=6	n=2	-	-

Tabelle 24: Häufigkeitsverteilung der Bruchformen, n: Anzahl der aufgetretenen Brüche

Bei Betrachtung der Prüfgruppe 4 (Abbildung 23) frakturierte in 75% der Fälle der Aufbau. In einem Fall löste sich der Aufbau samt Stift (Bruchform G, 13%). Bruchform H (13%) beschreibt eine horizontale Fraktur des Stiftes.

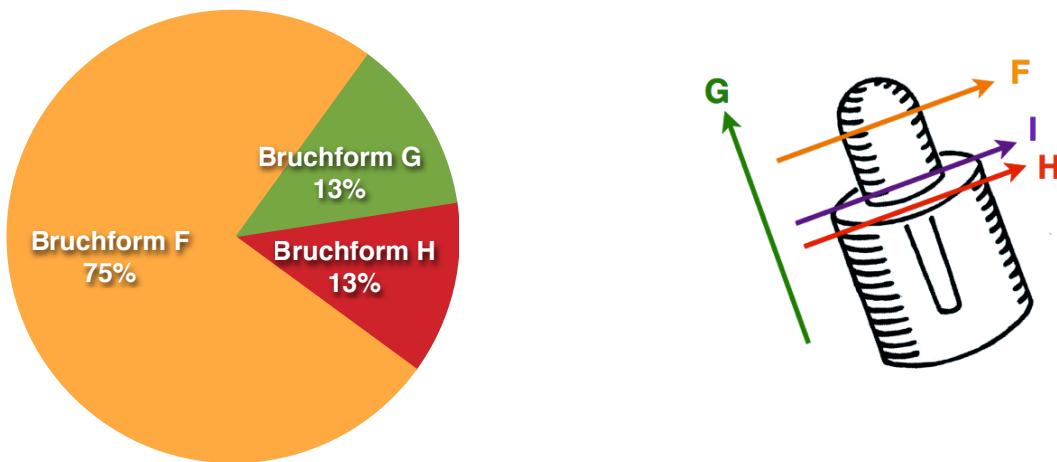


Abbildung 23: Graphische Darstellung der prozentualen Häufigkeitsverteilung der Bruchformen in Prüfgruppe 4 als Kreisdiagramm

Alle Prüfkörper der Prüfgruppe 5 konnten der Bruchform I zugeordnet werden (Abbildung 24). Es löste sich der Kunststoffaufbau vom PMMA-Sockel.

## Ergebnisse

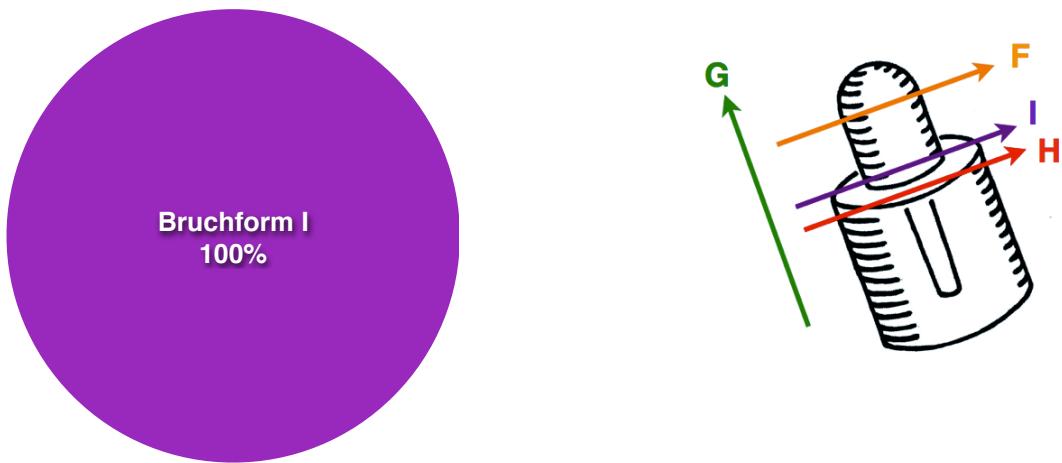


Abbildung 24: Graphische Darstellung der prozentualen Häufigkeitsverteilung der Bruchformen in Prüfgruppe 5 als Kreisdiagramm

Die prozentuale Häufigkeitsverteilung der Bruchformen der Prüfgruppe 6 wird durch Abbildung 25 beschrieben. In 75% der Fälle frakturierte der Aufbau. In zwei Fällen (25%) wurde der Stift gelöst.

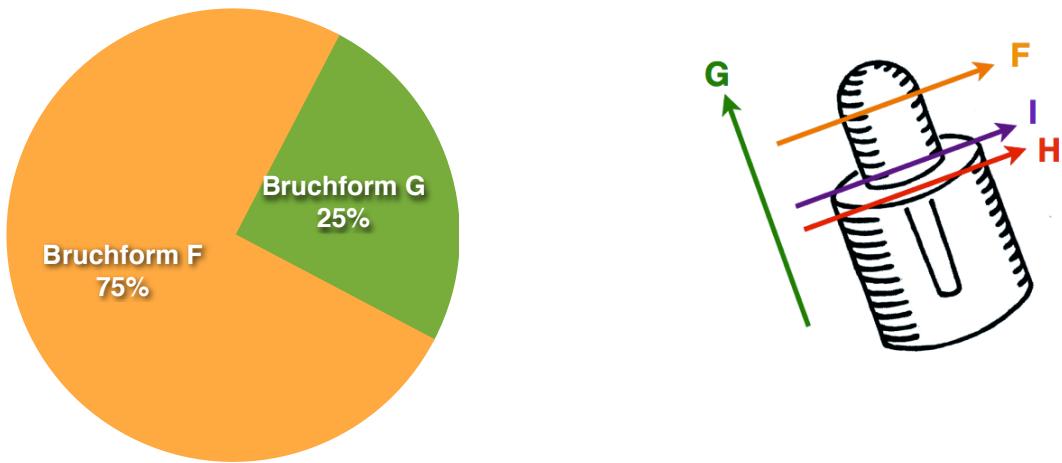


Abbildung 25: Graphische Darstellung der prozentualen Häufigkeitsverteilung der Bruchformen in Prüfgruppe 6 als Kreisdiagramm

## 5. DISKUSSION

Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Bruchkräfte und Bruchmuster von Frontzahnversorgungen bestehend aus Glasfaserstift, Kompositaufbau und Vollkeramikkrone. Die Ergebnisse sollten mit Werten an PMMA-Prüfkörpern in einem normierten Prüfverfahren verglichen werden. Somit sollte geklärt werden, ob die Verwendung von PMMA-Sockeln in diesem Versuchsaufbau zur Abschätzung der Bruchkräfte von Stiftversorgungen geeignet scheint und für weitere bzw. zukünftige In-vitro-Testverfahren empfohlen werden kann.

### 5.1. Material

#### 5.1.1. Humanzähne als Prüfkörper

Die Auswahl der Humanzähne für die Prüfgruppen 1 bis 3 erfolgte randomisiert. Im Vorfeld wurde darauf geachtet, dass anatomische Varianten, die physiologisch bedingt nicht zu vermeiden sind, aussortiert wurden. Um Formabweichungen so weit wie möglich auszuschliessen, wurden nur menschliche Frontzähne des Oberkiefers verwendet. Zudem wurden nur kariesfreie Inzisivi selektiert. Trotzdem bestehen Unterschiede in Form, Größe, Alter und Extraktionszeitpunkt der verwendeten Zähne. Eine Unschärfe in den Messergebnissen lässt sich dadurch nicht verhindern, aber andererseits wird sich so der klinischen Situation am Patienten, die von Fall zu Fall sehr verschieden sein kann, am ehesten angenähert.

Frisch extrahierte Zähne würden der klinischen Situation am ehesten entsprechen. Jedoch ist deren Verfügbarkeit sehr begrenzt. Um die benötigte Anzahl an Zähnen zu erhalten, müssen diese in geeigneten Lösungen gelagert werden. Diese sollen die Zähne vor Dehydrierung und der Besiedelung mit Mikroorganismen bewahren. Die Prüfkörper sollen im Sinne der Infektionskontrolle sterilisiert oder desinfiziert werden [DEWALD (1997)].

Das Lagerungsmedium scheint einen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund zwischen Kunststoffen und dem Dentin extrahierter Zähne zu haben. LEE et al. (2007) konnten verminderte Haftwerte bei Verwendung von Natriumhypochlorid (5,25%) feststellen. GOODIS et al. (1993) raten von der Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung ab. Zudem konnten sie verminderte Dentinpermeabilitäten der in Kochsalzlösung gelagerten Zähne

feststellen. Chloramin-Lösung (0,5%) zeigt keinen signifikanten Einfluss auf den Dentinhaltverbund, verhindert die Dehydrierung der Proben und wirkt antibakteriell [LEE et al. (2007)].

Entscheidend ist auch das Lebensalter der Patienten bei Zahnextraktion, da die Zahnhartsubstanzen einer physiologischen Degeneration unterliegen. Die Dicke des peritubulären Dentins nimmt mit zunehmendem Alter kontinuierlich zu. Dadurch verringert sich der Durchmesser der ursprünglich 1 bis 2 µm dicken Dentintubuli. Dieser Prozess kann bis zur Obliteration der Kanälchen voranschreiten und somit die Dentinpermeabilität herabsetzen und die Dehydrierung des Zahnes begünstigen [AROLA und REPROGEL (2005)]. Das Zahndein wird spröder und weniger belastbar [TONAMI und TAKAHASHI (1997)]. Bei der Auswahl der Prüfkörper war deren biologisches Alter nicht bekannt. Somit sind Unterschiede in deren Kollagendegradation, Dehydrierung und Demineralisation nicht auszuschliessen. Durch Austrocknung können die mechanischen Eigenschaften des wurzelkanalbehandelten Zahnes, wie dessen elastisches Verhalten, durch die Sprödigkeit des dehydrierten Dentins negativ beeinflusst werden [KISHEN (2006)].

### **5.1.2. Künstliche PMMA-Prüfkörper**

Der Vorteil künstlicher Zahnstümpfe liegt darin, dass sie identische Abmessungen besitzen, in fast beliebiger Anzahl verfügbar sind und bei analoger Verarbeitung reproduzierbare Ergebnisse liefern. Zudem sind sie bei Lagerung weniger empfindlich als Echtzähne. Dies könnte die Signifikanz einer In-vitro-Studie erhöhen, da erst durch eine große Anzahl an identischen Prüfkörpern statistisch relevante Ergebnisse erreicht werden können [ROSENTRITT et al. (2009c)].

Das mit Tubuli durchzogene Dentin ist eine komplexe Struktur, die sich durch höhere Elastizitätsmoduli in äußeren Bereichen und verringerte Elastizitätsmoduli in inneren Bereichen unterscheidet [KISHEN et al. (2000)]. Die exakte Simulation eines natürlichen Zahnes mit allen seinen biologischen und mechanischen Eigenschaften ist mit künstlichen Materialien nicht zu erreichen. Jedoch wird eine Annäherung an die natürlichen Begebenheiten angestrebt.

In der Vergangenheit konnten sich weder Prüfkörper aus Kunststoffen, noch aus Metalllegierungen oder Kunsthärzen durchsetzen [HÖLSCH und KAPPERT (1992)]. Dies wird auf die Differenzen der Elastizitätsmoduli der Ersatzmaterialien und des menschlichen Dentins

## Diskussion

zurückgeführt. Mit einem Elastizitätsmodul von ungefähr 200 GPa übertreffen Zahnstümpfe aus Metalllegierungen den Elastizitätsmodul von Dentin, für welchen ein Wert von 18 bis 20 GPa angegeben wird [SCHERRER und DE RIJK (1993)]. Zwar besitzen Stümpfe aus flüssigem, kristallinen Polymer einen ähnlichen Elastizitätsmodul wie das Dentin, die Simulation eines adhäsiven Verbundes von Schmelz oder Dentin zu einem Adhäsivsystem kann nicht erreicht werden [ROSENTRITT et al. (2000b)]. Deshalb ist die Analyse der marginalen Integrität von Kronen auf künstlichen Zahnstümpfen nicht aussagekräftig.

Möglicherweise könnte die Verwendung poröser Materialien zur Simulation der Dentintubuli eine Verbesserung bringen, jedoch können die Zahnhartsubstanzen in ihrer morphologischen Komplexität nicht ersetzt oder nachgeahmt werden.

Vielleicht wird es in Zukunft die Möglichkeit geben, durch Behandlung mit Stammzellen und Signalmolekülen identische Humanzähne zu züchten [THESLEFF (2003)], die in Prüfserien verwendet werden könnten.

ROSENTRITT et al. (2009b) kamen zu dem Schluss, dass künstliche Zahnstumpfmaterien Rückschlüsse auf Bruchmuster geben und Verwendung in der Verschleissprüfung während der Kausimulation finden können. Der Verbund eines Kunststoffzahnes mit dem verwendeten Adhäsiv kommt über in beiden Medien enthaltene Methacrylate zustande. Das schwächste Glied stellt der Ersatzzahn dar, und nicht die Verbindung von Stumpf zu Restauration. Bei Bewertung von Bruchfestigkeiten und der Beurteilung des adhäsiven Verbundes bleiben extrahierte Humanzähne konkurrenzlos.

Das Studiendesign früherer Untersuchungen umfasste die Simulation eines Parodontiums und die Anfertigung von Kronen. Zudem wurden die künstlichen Zahnstümpfe in Zahnform gestaltet [ROSENTRITT et al. (2000b), ROSENTRITT et al. (2009b)].

Die vorliegende Studie hat bei den PMMA-Prüfkörpern auf ein künstliches Parodontium, die Anfertigung von Kronen und die Erzeugung des Fassreifeneffektes verzichtet. Der Wurzelstift wurde direkt in eine Bohrung des PMMA-Zylinders zementiert und mit einem normierten Kompositaufbau versehen. Somit konnten keine Rückschlüsse auf die marginale Adaption von Kronen gezogen werden. Auch die Bruchmuster konnten nur bedingt beurteilt werden. Mit einem Elastizitätsmodul von 2,5 - 4 GPa [EICHNER und KAPPERT (2005)] erreichen die PMMA-Sockel nicht die für Dentin ermittelten Werte.

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte nach einem Vorschlag für das Deutsche Institut für Normung (DIN 139949). Somit wird den Forderungen nach weiterer Standardisierung von

In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen [NAUMANN et al. (2002)] nachgegangen.

Anhand der Prüfgruppen 4 bis 6 sollte geklärt werden, ob durch einen vereinfachten Versuchsaufbau die Bruchkräfte von Stiftversorgungen abgeschätzt werden können. Durch die Verwendung der relativ leicht herzustellenden PMMA-Prüfkörper mit dem Verzicht auf die Herstellung von Vollkeramikkronen und das Übergehen der thermomechanischen Kausimulation könnte, bei guter Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse, Zeit und Geld gespart werden.

### **5.1.3. Wurzelstiftmaterial und Wurzelstiftdesign**

Die Indikation zur Versorgung mit individuellen Stiftstumpfaufbauten wird mehr und mehr durch halbkonfektionierte Stiftaufbauten verdrängt. Diese stellen, meist unter Verwendung eines glasfaserverstärkten Kompositstiftes, eine geeignete Methode dar, um einen plastischen Aufbau zeitsparend, biokompatibel, ästhetisch hochwertig und korrosionsresistent zu verankern [BOSCHIAN PEST et al. (2002)].

Die Bruchfestigkeiten postendodontischer Versorgungen werden durch ihre einzelnen Komponenten beeinflusst. Mit metallischen Wurzelstiften werden andere Ergebnisse erzielt als mit keramischen oder faserverstärkten Stiftsystemen [ROSENTRITT et al. (2000b)]. Faserverstärkte Wurzelstifte tolerieren flexible Biegungen der Zähne unter Belastung, was die Kraftverteilung zwischen Stift und Dentin verbessert [BATEMAN et al. (2003)]. Das Risiko für Wurzelfrakturen wird verringert [ISIDOR et al. (1996)]. Allerdings könnte durch die Flexibilität des Stiftaufbaus die Randqualität der keramischen Versorgung durch kleine Risse in der Verbundschicht in Mitleidenschaft gezogen werden [PEGORETTI et al. (2002)].

In der vorliegenden Studie wurden nur direkte, zylindrisch-konische Wurzelstifte verwendet. Die verschiedenen Stiftsysteme unterschieden sich nur im Hersteller und im gewählten Durchmesser. 2005 konnten NAUMANN et al. (2005b) in einer zweijährigen klinischen Studie keinen Unterschied zwischen konischen und zylindrisch-konischen Stiften feststellen. Wurzelstifte der Firma Ivoclar-Vivadent (Schaan, FL) hatten einen apikalen Durchmesser von 1 mm, das Modell von Voco (Cuxhaven, D) konnte dagegen nur 0,8 mm aufweisen. Als Stiftlänge wurde in allen Prüfgruppen 10 mm gewählt. An der Länge der Zahnwurzeln aus Tabelle 18 (siehe 4.1.) wird ersichtlich, dass eine apikale Versiegelung der Wurzelkanalfüllung von mindestens 4 mm in allen Fällen zu garantieren war.

#### **5.1.4. Adhäsive Befestigung der Wurzelstifte**

Die Anwendung der Adhäsivtechnologie im Wurzelkanal wird durch beschränkte Sichtverhältnisse, anatomische Besonderheiten und einen vergleichsweise hohen Konfigurationsfaktor, der das Verhältnis zwischen gebundener und ungebundener Restaurationsfläche beschreibt, behindert. Das Wurzeldentin weist im Vergleich zum koronalen Dentin geringere Haftwerte auf [TAY et al. (2005), DIETSCHI et al. (2008)].

Außerdem ist die Frage zur vollständigen Polymerisation des Kunststoffzementes im apikalen Bereich der Wurzel nicht hinreichend geklärt. Hier wird die Fähigkeit der Lichtleitung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften diskutiert [GALHANO et al. (2008)]. Bei zunehmender Wurzelkanallänge sinkt der Polymerisationsgrad des Befestigungszementes [DIETSCHI et al. (2008)]. Dies wurde auch anhand der in der vorliegenden Studie verwendeten Stifte FRC Postec Plus (Vivadent, Schaan, FL) demonstriert [GORACCI et al. (2008)]. Hinsichtlich der Haftwerte von Wurzelstiften können in aktuellen Untersuchungen keine Einbußen durch verminderte Lichthärtung festgestellt werden [ZICARI et al. (2008), BITTER et al. (2009)]. Jedoch muss angenommen werden, dass die Applikation des Adhäsivsystems und des Zementes im engen und tiefen Wurzelkanal schwierig zu kontrollieren ist. Ferner ist zu beachten, dass Reste der Schmierschicht, der Guttapercha oder des Sealers an den Kavitätenwänden zu Einbußen des Haftverbundes führen können.

2010 haben JONGSMA et al. eine Methode entwickelt, dem hohen Konfigurationsfaktor in der Stiftkavität durch zweizeitige Zementierung entgegenzuwirken. In einem ersten Schritt wurde ein Teflonstift, der sich den adhäsiven Haftmechanismen entzieht, zementiert. Dieser wurde nach Polymerisation entfernt und der definitive Kunststoffstift adhäsiv eingegliedert. Die Haftwerte konnten signifikant verbessert werden.

Durch die Ähnlichkeiten der Elastizitätsmoduli von glasfaserverstärktem Kompositstift, Kompositzement und dem Dentin wird die Zahl an „katastrophalen“ Wurzelfrakturen herabgesetzt [FOKKINGA et al. (2004), LASSILA et al. (2004), NAUMANN et al. (2008)]. Bei vorhandener adhäsiver Zementierung können eingeleitete Kräfte durch eine „homogene biomechanische Einheit“ [ZICARI et al. (2008)] bzw. einen „adhäsiven Monoblock“ gleichmäßig über den Stift und die benachbarten Zahnstrukturen verteilt werden. Der Stress auf die Zementfuge wird verringert. Gleichzeitig wird die gesamte Zahnwurzel bei Belastung mehr beansprucht [PEGORETTI et al. (2002), MEIRA et al. (2009), SANTOS et al. (2009)]. Bei Überbeanspruchung ist eine erhöhte Anzahl an Stiftdezementierungen zu erwarten [BOLHUIS et al. (2004), SANTOS et al. (2010)].

## Diskussion

Auf eine Oberflächenkonditionierung des Wurzelstiftes wurde verzichtet. Diese hätte den Haftverbund von Wurzelstift zu Kunststoffzement verbessern können [SCHMAGE et al. (2009)]. Jedoch wird die am häufigsten aufgetretene Fehlermodalität bei Stiftdezentierungen mit einem Versagen der Adhäsion zwischen Zement und Dentin beschrieben [BOUILLAGUET et al. (2003), ZICARI et al. (2008), BITTER et al. (2009), JONGSMA et al. (2010)]. Durch einen stärkeren Haftverbund zwischen Zement und Wurzelstift schrumpft das Befestigungsmaterial während seiner Polymerisierung in Richtung des Stiftes und verursacht Spalten an der Grenzfläche zum Dentin. Bei Verwendung von Adhäsivsystemen, die die Applikation von Phosphorsäure bedingen, kann eine gleichmäßige Hybridschicht und eine große Anzahl an penetrierten und gefüllten Dentintubuli beobachtet werden. Jedoch werden höhere Haftkräfte bei Verwendung von selbstadhäsiven Primern oder selbstadhäsiven Kompositzementen erfasst. Es wird vermutet, dass diesen Beobachtungen chemische Wechselbeziehungen zwischen dem Hydroxylapatit des Wurzeldentins und dem selbstadhäsiven Befestigungszement zu Grunde liegen [BITTER et al. (2009)]. Bei Betrachtung der Zementfuge im PMMA-Sockel ist zu beachten, dass der Befestigungszement einerseits am Kunststoffstift, andererseits am PMMA-Sockel über Methacrylat-Gruppen Haftung findet.

In Finite Elemente Analysen hingegen konnte festgestellt werden, dass hohe Spannungen auch an der Verbindung von Wurzelstift und Befestigungskunststoff auftreten [SANTOS et al. (2010)]. Die Belastung bei metallischen Wurzelstiften war um den Faktor vier höher als bei glasfaserverstärkten Wurzelstiften. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass höhere Werte hauptsächlich auf den Unterschied der Elastizitätsmoduli von Metall und Befestigungszement zurückzuführen sind. Das Wurzelstiftdesign oder die Zementdicke scheinen von untergeordneter Bedeutung zu sein.

### **5.1.5. Direkte Stumpfaufbauten aus Komposit**

Die Bruchfestigkeiten von endodontisch behandelten Zähnen wird durch das Material des Stumpfaufbaus und das verwendete Adhäsivsystem beeinflusst [REILL et al. (2008)]. Als Aufbaumaterialien wurden für alle Prüfgruppen spezielle Komposite zur Stumpfrekonstruktion gewählt, die sich durch hohe Bruchfestigkeiten und gute Verarbeitbarkeit auszeichnen. Sowohl MultiCore Flow (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL), als auch Rebilda DC (Voco, Cuxhaven, D) besitzen licht- und chemisch härtende Initiatormoleküle. Dies erlaubt Schichtstärken von mehr als 2 mm während der Polymerisation des Kunststoffes.

## Diskussion

Durch eine identische Form der Aufbauten konnte ein direkter Vergleich der Prüfgruppen ermöglicht werden. Der Verbund des Kompositaufbaus zum Zahnhartgewebe kann mit geeigneten Adhäsivsystemen zuverlässig hergestellt werden. DE MUNCK et al. (2005) beschreiben Haftwerte von 11 - 28 MPa. Mit Bruchwerten von 1094 N für MultiCore Flow und 1063 N für Rebilda DC wurden in einer Studie von REILL et al. (2008) die auch in der vorliegenden Studie verwendeten Materialen favorisiert.

Der Verbund zum Wurzelstift ist über bis-GMA-basierte Bondingsysteme möglich [OUNSI et al. (2009), JONGSMA et al. (2010)]. Reaktive Methacrylat-Gruppen sind in PMMA und Bis-GMA enthalten. Über diese ist ein chemischer Verbund des Kompositaufbaus mit dem PMMA-Sockel der künstlichen Teststümpfe möglich [PAPAZOGLOU und VASILAS (1999)].

### **5.1.6. Adhäsive Eingliederung der vollkeramischen Frontzahnkronen**

Die Überkronung endodontisch behandelter Zähne ist wichtig, um die stabilisierenden Eigenschaften des Fassreifeneffektes sicherzustellen [SORENSEN und ENGELMANN (1990a)]. Im Frontzahngebiet werden aus ästhetischen Gründen vollkeramische Kronen, im Gegensatz zu metallkeramischen Alternativen, bevorzugt [BUTZ et al. (2001)]. Allerdings gelten Keramikkronen als spröde Materialien, die Deformationen wenig tolerieren [ROSENTritt et al. (2000b)].

Mit Lithiumdisilikat-Keramiken hat der Behandler die Möglichkeit, ein hochfestes Material zur prothetischen Rehabilitation eines Zahnes mit einer Krone zu gebrauchen. Die Probleme bei Verwendung keramisch verblendeter Hochleistungskeramiken, wie zum Beispiel das Abplatzen der Verblendkeramik, entfallen. Die Überlebensraten der Keramiken IPS Empress 2 bzw. IPS e.max (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) bewegen sich nach fünf Jahren klinischen Gebrauches zwischen 95% und 100% bei Eingliederung von Einzelzahnkronen [DELLA BONA und KELLY (2008)]. Schneidezahnversorgungen weisen signifikant niedrigere Bruchraten auf als Eck- oder Seitenzahnkronen [HEINTZE und ROUSSON (2010)].

Alle Echtzähne dieser Studie wurden mit dem selben Bohrer nach identischen Präparationsregeln bei einem gewählten Präparationswinkel von 6° axialer Konvergenz beschliffen. Als Präparationsgrenze wurde eine innen abgerundete Stufe gewählt. Diese befand sich 2 mm unterhalb der Grenze von Zahnstumpf zu Aufbaumaterial und wurde 1 mm tief präpariert, was Empfehlungen zur Präparation vollkeramischer Kronen entspricht [CHUN et al. (2010)]. Inzisal wurde eine Materialstärke der Vollkeramikkrone von 2 mm eingehalten.

Dabei wird die Erzeugung des Fassreifeneffektes gewährleistet [SORENSEN und ENGELMANN (1990a), MA et al. (2009)]. Auf unterschiedliche Restdentinhöhen, wie sie unter klinischen Bedingungen mit Sicherheit anzutreffen wären [TAN et al. (2005), NAUMANN et al. (2006d)], wurde aber verzichtet.

Es wird angenommen, dass die adhäsive Zementierung der definitiven Restauration die Belastbarkeit eines endodontisch behandelten Zahnes verbessert. IPS e.max Kronen können entweder adhäsiv oder konventionell eingesetzt werden. Ein signifikanter Unterschied bezüglich der Belastbarkeit zwischen verschiedenen Zementierungsmethoden konnte nicht festgestellt werden [PREUSS et al. (2008)]. Eine adhäsive Zementierung wird auch vom Hersteller nicht zwingend vorgeschrieben [IPS e.max Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (2007)].

## 5.2. Methodik

In-vitro-Testverfahren liefern wertvolle Erkenntnisse während den präklinischen Untersuchungen von neuen Materialien. Außerdem haben diese im Labor durchgeführten Studien den Vorteil, den immer kürzeren Zeitabständen zwischen den Entwicklungen dentaler Materialien gerecht zu werden und vorab zu selektieren, welches Material oder Verfahren klinisch erprobt werden soll [KREJCI und LUTZ (1990)].

Klinisch nachgewiesene wichtige Aspekte, wie die Fassreifenpräparation, dürfen nicht vernachlässigt werden, damit falsche Schlussfolgerungen bei Erhebung der Daten vermieden werden können. Jedoch sind Beziehungen zwischen In-vitro-Studien und klinischen Erfahrungen selten untersucht worden [BEHR et al. (2000)]. Da klinische Misserfolge vorwiegend während den ersten Jahren nach Eingliederung auftreten, könnten Kenntnisse über den Zusammenhang von In-vivo und In-vitro gewonnenen Daten eine mathematische Fehlervoraussage für dentale Restaurationen ermöglichen [ROSENTRITT et al. (2009d)]. Eine Materialtestung kann aber nur dann klinisch relevante Aussagen liefern, wenn der getestete Prüfkörper praxisnah definitiv versorgt wurde [SORENSEN und ENGELMANN (1990b)].

Die In-vitro-Studie kann keine randomisierte klinische Langzeituntersuchung ersetzen, sondern dient oftmals als Voraussetzung für klinische Studien. Als Grundvoraussetzung für eine aussagekräftige, klinisch relevante Studie wird eine methodische Standardisierung der durchgeführten Versuche vorgeschlagen [NAUMANN et al. (2002)], welche aus Kausimulation im Sinne einer thermomechanischen Wechselbelastung und anschließender linearer Belastung bis zum Versagen der Restauration besteht.

### **5.2.1. Simulation des künstlichen Parodontiums**

Das Parodont ermöglicht die funktionsorientierte Befestigung des Zahnes in seiner Alveole [GÄNGLER et al. (2010)]. Bei Belastung werden parodontale Fasern komprimiert und der anliegende Knochen bei anhaltenden Kräften verformt. Der Zahn wird geringfügig ausgelenkt. Durch diese physiologische Resilienz werden Biege- und Torsionsspannungen provoziert. Die mechanische Reaktion eines Weichgewebes auf eine externe Beanspruchung folgt aber keiner linearen Beziehung [PINI et al. (2002)].

Um die physiologische Resilienz der Zähne in dieser In-vitro-Studie nachzubilden, wurde in den Prüfgruppen 1 bis 3 eine 0,75 mm starke Schicht aus Polyether-Abformmasse zwischen Wurzeloberfläche und Sockelmaterial zur Simulation des Parodontalspaltes verwendet. Dies hat erheblichen Einfluss auf die Langlebigkeit einer Versorgung, wie SCHARNAGL et al. (1998) an den Bruchfestigkeiten keramischer Brücken zeigen konnten. Mit der auch in dieser Studie angewandten Methode kann ein reproduzierbarer Parodontalspalt hergestellt werden, der während einer fünfjährigen Kausimulation die Beweglichkeit der Prüfkörper in einem physiologischen Rahmen garantiert. Auf diese Weise präparierte Prüfkörper wiesen signifikant niedrigere Bruchfestigkeiten auf, als solche, die unbeweglich gesockelt wurden [SCHARNAGL et al. (1998)]. ROSENTRITT et al. (2006) konnten diese Ergebnisse bestätigen. Bei Verzicht auf einen künstlichen Zahnhalteapparat an vollkeramischen Brücken während der Kausimulation wurden im Vergleich zu Probekörpern mit Polyetherschicht Bruchwerte von doppeltem Ausmaß erzielt. Im Bruchtest erzielten die unbeweglich gelagerten Brücken sogar Ergebnisse dreifacher Größe.

Die Zähne dürfen sich bei Kausimulation und Bruchtest weder lockern noch verdrehen. Dies kann nur unter optimalen Bedingungen garantiert werden. Auch die Reproduzierbarkeit einer einheitlichen Stärke der Polyetherschicht ist zu hinterfragen.

## Diskussion

Die Nachahmung der physiologischen Beweglichkeit der Zähne in der Alveole ist notwendig, um klinisch aussagekräftige Werte zu erhalten. In der vorliegenden Studie endete der PMMA-Sockel mit der Polyetherschicht 1 bis 2 mm unterhalb des Kronenrandes. Dies entspricht der klinischen Situation eines intakten Zahnhalteapparates. Jedoch werden Verluste des horizontalen Knochenangebotes oder vertikale Knocheneinbrüche in Folge parodontaler Schädigung nicht berücksichtigt. Dies geht mit veränderten Hebelverhältnissen einher. Bei einem Interinzisalwinkel von 135° treten die höchsten Druckkräfte lingual an der Spitze des Wurzelstiftes und an der vestibulären Wurzeloberfläche auf. Bei reduziertem Knochenangebot nimmt die Belastung auf das Wurzeldentin zu [REINHARDT et al. (1983)] und geringere Kräfte führen zur Zahnfraktur [NAUMANN et al. (2006c)].

In den Prüfgruppen 4 bis 6 wurde kein künstliches Parodontium hergestellt. Es sollte getestet werden, ob es auch hier zu einer Überbewertung der Resultate der Bruchfestigkeiten kommt. Vorteile der PMMA-Sockel ohne künstliches Parodontium sind eine leichtere, einfachere und schnellere Herstellung der Prüfkörper.

### 5.2.2. Kausimulation

Die klinische Situation sollte in einem Teil (Prüfgruppen 1 bis 3) dieser In-vitro-Studie angenähert simuliert werden, wobei die physiologische Mundflora durch drei wesentliche Elemente imitiert werden sollte [DELONG und DOUGLAS (1983)]. Hierzu zählen der hydrolytische Einfluss durch das feuchte Mundmilieu, die Kräfte und Bewegungen während der Kaubelastung und die thermischen Schwankungen durch die Nahrungsaufnahme [SCHWICKERATH (1992)].

Die Vorteile der In-vitro-Untersuchung gegenüber klinischen Studien sind die Unabhängigkeit von einem Patientengut, der geringe Zeitbedarf, die geringeren Kosten und ein standardisiertes und reproduzierbares Testverfahren. Zur Simulation der Physiologie der Mundhöhle wurden verschiedene Systeme vorgestellt [DELONG und DOUGLAS (1983), KREJCI und LUTZ (1990)], die teilweise sogar kommerziell erhältlich sind.

Mittlere Kaukräfte sind je nach Nahrungskonsistenz zwischen 12 und 70 N anzusiedeln [KORIOTH et al. (1997)]. Diese Kräfte wirken intermittierend auf die Versorgung ein und haben einen wichtigen Einfluss auf die Langzeitprognose der jeweiligen Versorgung. Die belasteten Komponenten sind der inserierte Stift, der Aufbau und die definitive Krone.

## Diskussion

Jedoch wird in der oralen Situation aufgrund dynamischer Okklusionsbewegungen nicht immer derselbe Kontaktpunkt getroffen. Außerdem variieren die Kaukräfte während des Kauvorgangs. Die statische Kausimulation hingegen belastet immer nur den gleichen Kontaktpunkt mit identischer Kaukraft. Im Falle von Frontzähnen muss noch der Interinzisalwinkel beachtet werden. Dieser beträgt beim Erwachsenen im Durchschnitt 135°. Bei einer okklusalen Belastung der Prüfkörper mit 50 N wurde auf diese Weise die physiologische Hauptrichtung der Kaukräfte simuliert [SCHULZE (1981)]. Dies entspricht einer in der Bevölkerung häufig vorkommenden Klasse-I-Kontaktbeziehung. Jedoch wird bei diesem Versuchsaufbau die klinisch ebenfalls relevante Abbißposition, die neben der axialen Komponente auch eine schräge Auflast mit sich bringt, nicht mit in Betracht gezogen [COCA und SCHWICKERATH (1987)].

Die mechanische Wechsellastrlast muss mit einer thermischen Wechsellastrlast verbunden werden, um sich der klinischen Situation anzunähern [DELONG und DOUGLAS (1983), KREJCI und LUTZ (1990), ROSENTRITT et al. (1997), STEWARDSON et al. (2010)]. Dabei wurden die Prüfkörper abwechselnd für 2 min mit 5°C kalter und 55°C warmer Flüssigkeit umspült, was klinische Bedingungen imitieren soll. Temperaturen durch Nahrungsaufnahme schwanken zwischen -8°C und 81°C [KERSCHBAUM (1995)], wobei an den relevanten Grenzflächen der Restauration Werte zwischen 5°C und 55°C gemessen wurden.

Die vorliegende Studie ging von einer Mindestverweildauer des Stiftaufbaus und der keramischen Restauration von fünf Jahren in der Mundhöhle aus. Die durchgeführte Kausimulation richtete sich nach den Kriterien von KREJCI und LUTZ (1990). 1,2 Millionen Kaubelastungen mit einer Kraft von 50 N wurden während 6000 Temperaturzyklen durchgeführt. Die Prüfkörper wurden hierfür jeweils 2 min abwechselnd mit 5°C und 55°C warmen, entionisiertem Wasser umspült. Dieser Versuchsaufbau sollte eine fünfjährige Funktionsperiode der Restaurationen in der Mundhöhle durch gleichzeitige mechanische Belastung und Temperaturstress imitieren. Dadurch wird eine ausreichende Abschätzung der klinischen Überlebensraten der Versorgungen gewährleistet [ROSENTRITT et al. (2009d)]. Die Langlebigkeit einer Versorgung wird aber auch durch die Ernährungsweise, Bruxismus und andere parafunktionelle Habits beeinflusst. Diese Parameter wurden nicht simuliert [FORBERGER und GÖHRING (2008)].

## Diskussion

Ein Ermüdungsbruch der Frontzähne des Oberkiefers entsteht durch Abscherkräfte und wird durch Material- oder Verarbeitungsfehler begünstigt. Palatinale Zugspannung und vestibuläre Stauchung während einer sich wiederholenden palatinalen Krafteinleitung resultieren in einer Öffnung der Zementfuge am palatinalen Kronenrand [THORBJÖRNER und FRANSSON (2004b)]. Der kreisrunde Knochen gegenüber der labialen Wurzeloberfläche fungiert als Rotationsachse. Hier wirken die höchsten Druckbelastungen. Der Wurzelstift befindet sich in einer neutralen Zone, während die äußere Ausdehnung der Wurzel der größten Beanspruchung ausgesetzt ist [ASSIF und GORFIL (1994)].

Künstliche Alterung der Proben durch thermomechanische Wechselbelasten beeinträchtigt die Zementfuge zwischen Zahnstumpf und Restauration. Thermischer Stress kann die Verbindung zwischen Krone und Zement oder zwischen Dentin und Zement schwächen [ROSENTRITT et al. (2000b)].

Durch die Kausimulation wird auch die Überlebenswahrscheinlichkeit keramischer Materialien herabgesetzt [STUDART et al. (2007), ROSENTRITT et al. (2008), ROSENTRITT et al. (2009d)]. Deren Bruchfestigkeit kann durch subkritisches Risswachstum im feuchten Milieu signifikant reduziert werden.

### **5.2.3. Bruchfestigkeitsprüfung**

Im Gegensatz zur Kausimulation stellt die lineare Bruchfestigkeitsprüfung klinische Belastungen nur stark vereinfacht dar. Die Faktoren Materialermüdung und Materialalterung werden nicht berücksichtigt, jedoch ist der zeitliche und finanzielle Aufwand geringer [NAUMANN et al. (2005a)]. Zudem lassen sich die gemessenen Ergebnisse miteinander vergleichen.

Während der thermomechanischen Kausimulation wurden die Prüfkörper nur mit durchschnittlichen, mittleren Belastungen geprüft. In vivo müssen Restaurationen jedoch auch deutlich höheren Kaukräften standhalten. Es wird angenommen, dass maximale Kaukräfte im Seitenzahngebiet zwischen 70 und 909 N angesiedelt sind. Im Frontzahngebiet variieren diese Kräfte zwischen 50 und 382 N [WALTIMO und KONONEN (1995)]. Die Bruchfestigkeit eines gesunden Frontzahnes liegt bei etwa 600 N [KERN et al. (1995)].

## Diskussion

Diese Werte werden durch das Geschlecht, das Alter, die Ernährungsweise und weitere Faktoren beeinflusst. Während bei Molaren die maximale Kaukraft durch die Kontraktionsfähigkeit der Kaumuskulatur begrenzt wird, kontrollieren Rezeptoren im Zahnhalteapparat über eine negative Rückkopplung die maximal messbaren Kräfte bei forcierter Okklusion im Frontzahnbereich [WALTIMO und KONONEN (1995)].

Die Bruchfestigkeitsprüfung diente der Bestimmung der maximalen Frakturfestigkeiten der Prüfkörper. Nach Kausimulation wurde die gesamte postendodontische Rekonstruktion aus Zahn, Stift, Aufbau und Krone der Prüfgruppen 1 bis 3 in der Universalprüfmaschine Zwick 1446 (Zwick, Ulm, D) unter überkritischer Belastung geprüft. Die Anordnung der Prüfkörper in der Presse erfolgte analog der Positionierung während der Kausimulation. Eine Streuung der Bruchfestigkeitswerte ist bei Prüfkörpern, für die Echtzähne mit geringfügigen anatomischen Unterschieden verwendet wurden, nicht zu vermeiden. Dickere Wurzeln halten vergleichsweise höheren Bruchkräften stand, als grazile Wurzeln.

Die Prüfgruppen 4 bis 6 wurden nur der linearen Belastung unterzogen. Dies stellt die klinische Belastungssituation stark vereinfacht dar und lässt die Faktoren Materialermüdung und Materialalterung weitgehend unberücksichtigt. Von einer Lagerung in feuchter Umgebung, wie sie bei den Prüfgruppen 1 bis 3 durch Chloramin-Lagerung und Kausimulation annäherungsweise realisiert wurde, ist vollständig abgesehen worden. ROSENTRITT et al. (2009d) konnten zeigen, dass die Bruchfestigkeiten vollkeramischer Seitenzahnbrücken nach Kausimulation ( $1,2 \times 10^6$  Zyklen) bis zu 50% reduziert sind. Ein Vergleich der Bruchfestigkeiten von Echtzahn- und PMMA-Prüfkörpern vor Kausimulation würde die Beurteilung der Ergebnisse der PMMA-Prüfkörper erleichtern.

Eine Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm pro min, die für den Bruchtest in einem Standardisierungsvorschlag empfohlen wird [NAUMANN et al. (2002)], wirkt unterkritischem Risswachstum in Keramiken entgegen. Dieses könnte bei geringen Lastkräften das Versagen der Restauration zur Folge haben [HAHN (1994)].

Die Positionierung einer Zinnfolie zwischen Prüfkörper und Druckstempel sorgt für eine gleichmäßige Druckverteilung der angesetzten Kraft [ROSENTRITT et al. (2000a)] und verhindert somit das Auftreten von Kraftspitzen, die eine Rissbildung in der Keramik provozieren könnten.

## Diskussion

Bei einer ansetzenden Kraftrichtung von  $135^\circ$  zur Zahnachse ist mit Verformungen der Prüfkörper zu rechnen. Die Ausrichtung der PMMA-Proben war einfacher und exakter zu bewerkstelligen, wobei die Probe samt Probekörper lediglich um  $45^\circ$  zu Horizontalen gekippt wurde. Der Winkel von  $135^\circ$  bei den Echtzahn-Prüfgruppen wird nur annäherungsweise erreicht (siehe 3.9.2., Abbildung 15).

Der Belastungsansatz wurde, ebenso wie während der Kausimulation, 2 mm unterhalb der Inzisalkante auf der Palatinalfläche der Restauration gewählt [NAUMANN et al. (2002)]. Dies entspricht nicht immer der klinischen Okklusion. Auch hier wird die klinisch relevante Abbißposition der Inzisalkanten von Ober- und Unterkiefer nicht beachtet.

Zu hinterfragen ist auch der Kraftansatzpunkt auf den abgerundeten Zylindern bei den PMMA-Prüfkörpern. Es bleibt zu klären, ob dieser mit dem Belastungspunkt bei den Echtzahn-Prüfserien verglichen werden kann.

Die Prüfkörper mit den enthaltenen Stiften sind bei Krafteinwirkung unterschiedlichen Drehmomenten ausgesetzt (Abbildung 26). Es wird ersichtlich, dass auf die Echtzähne bei verlängertem Hebelarm ein wesentlich höheres Drehmoment wirken muss. Zudem kommen die Auswirkungen des künstlichen Parodontiums, das eine Überbewertung der erzielten Ergebnisse verhindern soll, zu tragen. Bei den PMMA-Prüfkörpern befindet sich der Prüfstempel nahe des Wurzelstiftes. Der Hebelarm und die auf den Stiftaufbau einwirken- den Kräfte werden geringer. Ausgehend von diesen Überlegungen ist die Vergleichbarkeit der erzielten Bruchwerte zu überdenken.

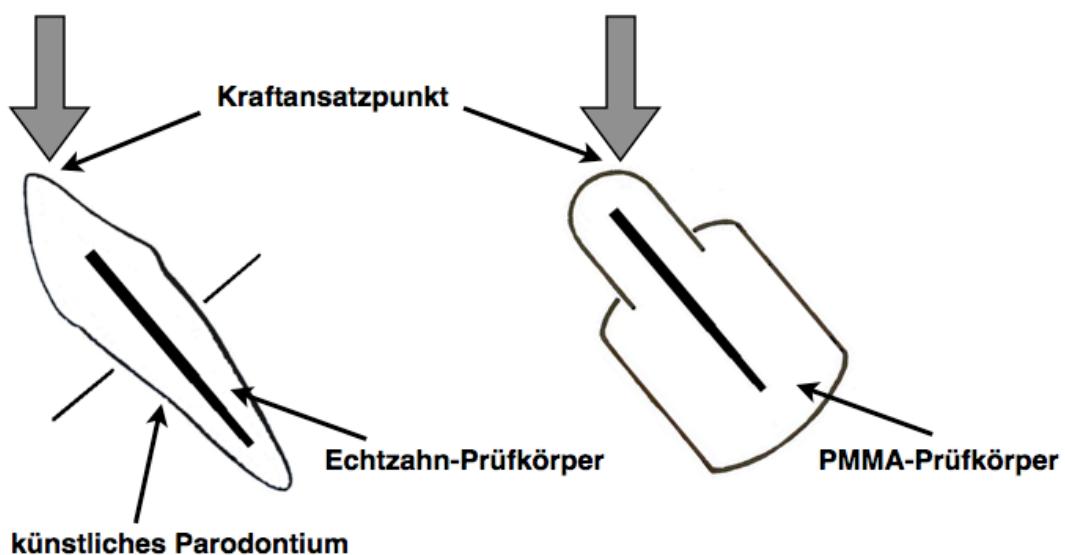


Abbildung 26: Schematische Darstellung der Kraftansatzpunkte und Hebelverhältnisse von Echtzahn-Prüfgruppen (1 bis 3) und PMMA-Prüfgruppen (4 bis 6)

## 5.3. Ergebnisse

### 5.3.1. Bruchfestigkeiten

Die medianen maximalen Bruchfestigkeiten aller *Echtzahn-Prüfgruppen* wurden oberhalb des Wertes von 382 N registriert und übertrafen somit die maximalen Kaukräfte im Frontzahngebiet [WALTIMO und KONONEN (1995)]. Mit 761 N lag der Wurzelstift FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) über der Bruchfestigkeit des Stiftes Rebilda Post (Voco, Cuxhaven, D) mit 462 N. Dies könnte in Zusammenhang mit dem Stiftdurchmesser stehen. Dieser war bei den Stiften von Voco koronal um einen halben Millimeter geringer. Alle gemessenen Werte der FRC Postec Plus Stifte lagen oberhalb der maximalen Kaukräfte. Bei den Voco Stiften wurden zwei Prüfkörper bei 214 N und 367 N gebrochen. Es besteht hier die Gefahr von Frakturen bei maximaler Kraftausübung im Frontzahngebiet. Wurde kein Stift inseriert, konnte bei einem Prüfkörper eine Dezementierung der Krone und des Kunststoffaufbaus bei 156 N registriert werden. Alle anderen Werte dieser Prüfgruppe übertrafen den Wert von 382 N.

Der Wert von 761 N (FRC Postec Plus) für einen glasfaserverstärkten Wurzelstift liegt deutlich oberhalb der Ergebnisse anderer Studien. ROSENTRITT et al. (2004) erzielten für den Stift Vectris Post M (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) in Verbindung mit IPS Empress 2 Kronen (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) mediane Bruchwerte von 505 N. 2007 wurden von NAUMANN et al. für Fiberpoints Root Pins Glas (Schütz Dental Group, Rosbach, D) und IPS Empress 2 Kronen 502 N gemessen. 426 N wurde für FRC Postec Stifte (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) und NEM-Kronen erreicht [ROSENTRITT et al. (2009c)]. Die in der vorliegenden Studie ermittelten Werte für Rebilda Post Stifte sind mit einer medianen maximalen Bruchkraft von 462 N eher mit den genannten Untersuchungen vergleichbar.

Neben der Festigkeit der Wurzelstifte und Kronen beeinflussen auch das Befestigungsmaterial und das Adhäsivsystem die im Bruchversuch gemessenen Werte [CORMIER et al. (2001)]. Dies könnte auch ein möglicher Grund für die signifikanten Unterschiede in den gemessenen Werten der verschiedenen Stiftsysteme sein.

## Diskussion

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den FRC Postec Plus Stiften (Gruppe 1) und der Prüfgruppe 2 (ohne Stift) festgestellt werden. Im Vergleich zur Prüfgruppe 3 mit Rebilda Post Stiften konnte die Gruppe 2 ohne Stift mit 558 N sogar bessere Bruchwerte aufweisen. Der Wurzelstift Rebilda Post konnte in diesem Versuch nicht zur Festigkeitssteigerung der Versorgung beitragen, sondern scheint vielmehr den endodontisch behandelten Zahn zu schwächen [HEYDECKE et al. (1999)]. Die Notwendigkeit der Stiftversorgung muss in diesem Fall in Frage gestellt werden. ASSIF et al. belegten dies 1993 in einer In-vitro-Studie. Als entscheidender Faktor wird hingegen die Möglichkeit der Präparation eines Fassreifens angesehen [NAUMANN et al. (2006d)].

Im Vergleich der Prüfgruppen mit *PMMA-Sockel* konnte zwischen den beiden verwendeten Stiftsystemen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Der durchschnittliche Wert von FRC Postec Plus Stiften lag mit 738 N leicht über dem von Rebilda Post Stiften (689 N). Diese Werte stehen in Kontrast zu der Aussage, dass der Stiftdurchmesser die Festigkeit der Versorgung erhöhen würde [SORENSEN und MARTINOFF (1984), SIRIMAI et al. (1999)]. Die hohen Bruchwerte könnten mit der starren Verankerung der Wurzelstifte im PMMA-Sockel begründet werden. Weder die „Verformbarkeit“ einer Zahnwurzel, noch die Auswirkung eines künstlichen Parodontiums nehmen Einfluss auf die Bruchfestigkeit. Bei Verzicht auf die Stiftinsertion zeigten sich deutlich schlechtere Bruchwerte (130 N). Dies ist mit der extrem reduzierten mechanischen Verankerung zu begründen und belegt, dass ein Wurzelstift als Verankerungshilfe die Retention eines plastischen Aufbaus und einer Krone erhöht. Zudem wurde der Kunststoffaufbau plan auf den PMMA-Sockel ohne Präparation eines Fassreifens geklebt.

Zu beachten ist, dass mit der Verwendung standardisierter PMMA-Prüfkörper eine Reduktion der Streuung der Ergebnisse mit FRC Postec Plus Stifte erreicht werden konnte. Die 1. und 3. Quartilwerte wurden bei der Echtzahn-Prüfgruppe mit 577 und 1047 N registriert. Am PMMA-Sockel konnten 645 und 786 N gemessen werden, was auf eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse hindeutet. Bei den Voco Stiften konnte dies nicht beobachtet werden.

Mit dieser Studie sollte geklärt werden, ob die Verwendung von PMMA-Sockeln zur Abschätzung der Bruchkräfte von Stiftversorgungen geeignet scheint. Bei Vergleich der Bruchwerte der Stifte von Ivoclar-Vivadent auf Humanzahn-Basis (761 N) und PMMA-Sockeln (738 N) konnten keine signifikanten Unterschiede gemessen werden. Für eine Beurteilung der Bruchkräfte scheint dieser Versuchsaufbau brauchbar zu sein.

Die Prüfgruppen 3 und 6 mit Prüfkörpern, für die das Stiftsystem Rebilda Post verwendet wurde, zeigten statistisch betrachtet signifikant verschiedene Werte (Echtzahn 462 N und PMMA-Sockel 689 N). Auch bei Vergleich der Prüfgruppen ohne Stift treten mit 558 N am Echtzahn-Modell und 130 N mit PMMA-Sockel signifikante Unterschiede hervor. Hier sind wieder die oben erwähnten Schwierigkeiten mit Verzicht auf mechanische Retention am PMMA-Sockel zu nennen. Es wurde sowohl auf eine Krone, wie auch auf die Erzeugung des Fassreifeneffektes verzichtet.

Bei der Bruchuntersuchung war für alle Prüfgruppen mit Humanzähnen ein Abfall der Bruchleistung um 10% im Bereich um 250 N bei Ivoclar-Vivadent und 150 N bei Voco zu messen. Vermutlich ist dies im Zusammenhang mit einer Beschädigung des Haftverbundes zu sehen und sollte in weiteren Untersuchungen detailliert ergründet werden. Eine Insuffizienz der Zementfuge oder ein teilweises Lösen des Stiftes, wie es nach den Werten in dieser Studie bei durchaus normalen Kaukräften auftreten könnte, würde die Gefahr einer Zahnfraktur erhöhen oder die Entstehung von Karies begünstigen [GORACCI et al. (1995)].

### **5.3.2. Bruchformen**

Bei Betrachtung der Bruchformen der *Humanzähne* war die Fraktur der Zahnhartsubstanz am häufigsten zu erfassen. Dies konnte auch in vergleichbaren Studien beobachtet werden [NAUMANN et al. (2007), ROSENTRITT et al. (2009b)]. Die Bruchformen A und B (insgesamt 73%) verlaufen rein im Dentin vom palatinalen Kronenrand zum vestibulären mittleren Wurzeldrittel. Der Verbund der Krone und des Aufbaukompositen waren hier noch intakt.

Durch die Belastung des Zahnes auf der oralen Seite wurde auf den Prüfkörper am vestibulären Kronenrand Druck aufgebaut. Der durch Zug entstandene Bruchspalt auf der oralen Seite des Dentins hat sich von dort entlang des Stiftes zur Vestibulärfläche ausgebrettet. Dort suchte sich die Frakturlinie einen Weg außerhalb des Spannungsbereiches nach schräg apikal, wobei der intakt gebliebene Stift dezentriert wurde [TORBJÖRNER und FRANSSON (2004b)]. Hier hat sich der Verbund des Zementes zum Stift bzw. zum Dentin gelöst.

## Diskussion

Bei den FRC Postec Plus Stiften haben sich in 72% der Fälle die Stifte bei Frakturen der Zahnhartsubstanzen gelöst. Die Stifte lösten sich bei den Rebilda Post Stiften in 63% der Fälle nur teilweise. Die Gefahr der Kontamination des Bruchspaltes mit Bakterien und der Entstehung von Sekundärkaries ist hier gegeben.

Da Zementreste sowohl am Wurzelstift, als auch am Dentin gefunden wurden, kann von einem Versagen an beiden Grenzflächen ausgegangen werden. Das Befestigungsmaterial härtet in diesem Bereich vorwiegend chemisch ab und der hohe Konfigurationsfaktor (C-Faktor) in der Zementfuge ist kaum zu kontrollieren [FEIZLER et al. (1989), BOUILLAGUET et al. (2003)]. Lufteinschlüsse und Fehlstellen setzten die Qualität des Verbundes herab [GRANDINI et al. (2005)]. Übersteigen die inneren Spannungen des Zementes die Haftwerte zum angrenzenden Material, löst sich der Verbund zu diesem. Wegen des niedrigeren Elastizitätsmodules und der erhöhten Flexibilität der Faserstifte können die Belastungsmaxima im zervikalen Bereich des Zahnes gefunden werden [PEGORETTI et al. (2002), LASSILA et al. (2004)]. Die Stifte sind nicht gebrochen, sondern wurden dezementiert.

Bei Prüfkörpern mit FRC Postec Plus Stiftsystemen sind in zwei Fällen die Wurzeln im koronalen Drittel gebrochen (Bruchform C). Bei Voco konnte dies nicht beobachtet werden. Insgesamt frakturierte die Krone in drei Fällen (Bruchform D). Mit 900 N (Gruppe 1), 837 N (Gruppe 2) und 732 N (Gruppe 3) waren die ermittelten Werte über den medianen Bruchfestigkeiten der jeweiligen Prüfgruppen angesiedelt. Hier versagte der Verbund von der Keramik zum Zahnstumpf, wobei die Verbindung des Stiftes zu Zahn und Kunststoffaufbau intakt blieb.

In Prüfgruppe 2 (ohne Stift) kam es bei einem Prüfkörper zur Dezementierung der Krone und des Aufbaus (152 N). Hier versagte der Verbund von Keramik bzw. Kompositaufbau zum Dentin. Ein Stift hätte hier die Retention des Aufbaus erhöhen können.

Ein Zusammenhang zwischen Aufbereitungsweise, Stiftdurchmesser und den Frakturlinienvorläufen konnte nicht hergestellt werden. Die Wurzelstifte von Voco wiesen einen um 0,2 mm kleineren apikalen Durchmesser auf und verlangten deshalb eine geringere Aufbereitung des Wurzelkanals. Da sich alle Frakturen im oberen Wurzeldrittel befanden, konnte hier keine Verbindung festgestellt werden. Unterschiede in der Bruchfestigkeit sind aufgrund von unterschiedlichen Wurzelanatomien aber trotzdem zu erwarten.

## Diskussion

Die häufigste Bruchform bei Belastung von Wurzelstiften, die in einen *PMMA-Sockel* zementiert wurden, war die Fraktur des Kunststoffaufbaus (Bruchform F). Zwar wurde eine Zinnfolie zur Verteilung des Druckes verwendet, aber der Kunststoff und dessen Verbund zum Wurzelstift und zum PMMA-Körper legte die geringste Resistenz an den Tag. Hier zeigt der Verzicht auf eine Krone und die Erzeugung des Fassreifeneffektes seine Auswirkungen.

In drei Fällen wurde der Stift samt Aufbau gelöst, was durch einen Verlust der Retention des Stiftstumpfaufbaus im PMMA-Sockel begründet werden kann (Gruppe 4: 834 N, Gruppe 6: 694 N und 679 N).

Die Bruchmuster der Prüfgruppe 5 (ohne Stift) waren alle vergleichbar. Der Aufbau wurde von der aufgerauten PMMA-Oberfläche mit geringem Kraftaufwand (130 N) weggebrochen.

### 5.4. Klinische Schlussfolgerungen

Die Abschätzung der Bruchfestigkeiten von Stiftversorgungen scheint mit einem Versuchsaufbau unter Verwendung von PMMA-Sockeln geeignet. Faserverstärkte Kompositstifte erreichten klinisch akzeptable Bruchfestigkeiten. Es konnten fast nur Bruchverläufe im oberen Wurzeldrittel registriert werden. Durch eine chirurgische Kronenverlängerung könnten diese Zähne größtenteils mit neuen Restaurationen versorgt werden.

Zudem konnte nachgewiesen werden, dass ein Wurzelstift nicht zur Festigkeitssteigerung eines endodontisch behandelten Zahnes herangezogen werden kann. Klinisch ist abzuwagen, ab welchem Verlust an Zahnhartsubstanz die Stiftinsertion zur Retentionssteigerung eines Stumpfaufbaus nötig ist.

Aus ästhetischen Gesichtspunkten sind faserverstärkte Wurzelstifte in Kombination mit Kunststoffaufbauten und Vollkeramikkronen besonders im Frontzahngebiet zu empfehlen. Bei Verwendung eines Kompositzementes, der gleichzeitig als Stumpfaufbaumaterial dient, sind weniger Behandlungsschritte nötig und die Stiftsetzung wird erleichtert.

## Diskussion

Die Verwendung von PMMA-Sockeln zur Abschätzung des Bruchmusters ist nicht möglich. Durch Verzicht auf eine Krone, ein künstliches Parodontium und den Fassreifeneffekt können keine Aussagen zu dieser Frage getroffen werden. Auch die Auswirkungen der Kausimulation bleiben hier unbeachtet. Bisher nicht untersucht wurde der Verbund des Wurzelstiftes und des Aufbaumaterials zum PMMA-Sockel.

Trotzdem könnte diese Methode als In-vitro-Testverfahren zu Abschätzung der Bruchfestigkeiten von Stiftversorgungen eine Rolle spielen, da humane Frontzähne nur in beschränkter Menge zu Verfügung stehen. Weitere Vorteile sind die zeit- und kostensparende Herstellung der Probekörper, der standardisierte Versuchsaufbau und die Vergleichbarkeit der Elastizitätsmoduli von Dentin und PMMA.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden In-vitro-Studie sollten die Bruchkräfte und Bruchmuster von Frontzahnversorgungen, bestehend aus glasfaserverstärktem Kunststoffwurzelstift, Kompositaufbau und Vollkeramikkronen, untersucht werden. Die erzielten Ergebnisse sollten mit Werten an PMMA-Prüfkörpern in einem normierten Prüfverfahren verglichen werden.

Es wurden zwei unterschiedliche zylindrisch-konische Wurzelstiftsysteme getestet. Der Stift FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) wurde dem Stift Rebilda Post (Voco, Cuxhaven, D) gegenübergestellt. Beide Gruppen erhielten mit IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent) vollkeramische Versorgungen, wobei Wurzelstifte und Vollkeramikkronen adhäsiv zementiert wurden (Variolink II/Syntac, Ivoclar-Vivadent und Rebilda DC/Futurabond DC, Voco). Außerdem wurden die Zahnstümpfe mit einem direkten Aufbau aus Kunststoff (MultiCore Flow/AdheSE, Ivoclar-Vivadent und Rebilda DC/Futurabond DC, Voco) versorgt. Als Kontrollgruppe dienten Prüfkörper ohne Wurzelstift, aber mit einem Kompositaufbau (MultiCore Flow/AdheSE) und einer Vollkeramikkronen (IPS e.max Press).

Die Humanzähne erhielten eine 1 mm tiefe, innen abgerundete Stufenpräparation. Eine 2 mm hohe Restdentinhöhe wurde im Sinne einer Fassreifenpräparation belassen. Auf die thermozyklisch-mechanische Wechselbelastung (TCML: 6000 x 5°C/55°C, 2 min/Zyklus; 1,2 Mio x 50 N; 1,66 Hz) folgte die lineare Bruchfestigkeitsprüfung mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min. Die maximale Belastbarkeit der Prüfkörper und verschiedene Bruchmuster wurden bestimmt.

Die Vorbereitung der zylindrischen PMMA-Sockeln erfolgte analog der Prüfgruppen mit Echtzähnen. Jedoch wurde auf eine Fassreifenpräparation, die Anfertigung von Vollkeramikkronen und die Kausimulation verzichtet. Die Bestimmung der maximalen Belastbarkeit erfolgte in der Bruchfestigkeitsprüfung.

Die höchsten Bruchwerte konnten für das System aus Humanzahn und FRC Postec Plus Wurzelstift ermittelt werden (761 N). Das Pendant zu diesem System auf PMMA-Basis erreichte 738 N. Eine Abschätzung der Bruchkräfte von Stiftversorgungen scheint mit PMMA-Sockeln in diesem Fall möglich zu sein.

Bei Verwendung von Rebilda Post Stiften konnten jedoch signifikante Unterschiede zwischen Humanzahn (462 N) und PMMA-Basis (689 N) festgestellt werden.

## Zusammenfassung

Wurde kein Wurzelstift inseriert, waren die Bruchwerte am PMMA-Sockel mit 102 N signifikant niedriger als am natürlichen Zahn mit 558 N. Dies wird auf das Fehlen eines Fassreifens und die Befestigung des Aufbaus auf dem planen PMMA-Sockel zurückgeführt.

Zwischen den Stiften von Ivoclar-Vivadent (738 N) und Voco (689 N) konnten auf PMMA-Basis keine statistisch signifikanten Unterschiede registriert werden. Im Echtzahn-Modell wurden für den Stift FRC Postec Plus (761 N) deutlich bessere Bruchwerte ermittelt als für Rebilda Post Wurzelstifte (462 N).

Bei Betrachtung der Echtzahn-Prüfgruppen konnte ein festigkeitssteigernder Effekt durch die Insertion eines Wurzelstiftes nur bedingt festgestellt werden. Bei ausreichender Restzahnhartsubstanz scheint die Fassreifenpräparation eine wichtigere Rolle zu spielen.

Bei allen Humanzahn-Prüfkörpern konnte im Bereich um 250 N (FRC Postec Plus) bzw. 150 N (Rebilda Post) ein Abfall der Bruchbelastung um 10% beobachtet werden. Dies ist vermutlich mit einer Beschädigung des Haftverbundes und einem Abriss der Verbundschichten in Zusammenhang zu bringen und sollte in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

Bei den Humanzähnen traten zu 73% Zahnhartsubstanzfrakturen auf, wobei die Wurzelstifte dezementiert wurden und das System aus Aufbau und Krone unbeschädigt blieb. Bei leicht subgingivalen Frakturen kann der Wurzelstift rezementiert werden oder ein neuer Stiftstumpfaufbau angefertigt werden. Eine Korrelation zwischen den Bruchformen von Echtzähnen und PMMA-Prüfkörpern konnte nicht gefunden werden.

Zusammenfassend können beide Glasfaserstifte in Verbindung mit adhäsiven Aufbauten und Vollkeramikkronen vor allem für ästhetisch sensible Bereiche der Mundhöhle empfohlen werden. Eine Abschätzung der Bruchkräften von Stiftversorgungen scheint mit PMMA-Sockeln wie in diesem Versuchsaufbau möglich zu sein.

## 7. LITERATURVERZEICHNIS

- ABDALLA AI, FEILZER AJ: Two-year water degradation of self-etching adhesives bonded to buccal enamel. *Oper Dent*; 34, 732-740 (2009)
- ABRAMOVITZ L, LEV R, FUSS Z, METZGER Z: The unpredictability of seal after post space preparation: A fluid transport study. *J Endod*; 27, 292-295 (2001)
- AROLA D, REPROGEL RK: Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials*; 26, 4051-4061 (2005)
- ASMUSSEN E, MUNKSGAARD EC: Bonding of restorative resins to dentin: Status of dentin adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J*; 38, 97-104 (1988)
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A, SAHAFI A: Bonding of resin cements to post materials: Influence of surface energy characteristics. *J Adhes Dent*; 7, 231-234 (2005)
- ASSIF D, BITENSKI A, PILO R, OREN E: Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent*; 69, 36-40 (1993)
- ASSIF D, GORFIL C: Biomechanical considerations in complete crowns. *J Prosthet Dent*; 71, 565-567 (1994)
- AUSIELLO P, DE GEE AJ, RENGO S, DAVIDSON CL: Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent*; 10, 237-241 (1997)
- BACHICHA WS, DIFIORE PM, MILLER DA, LAUTENSCHLAGER EP, PASHLEY DH: Mikroleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod*; 24, 703-708 (1998)
- BAIER RE: Principles of adhesion. *Oper Dent*; 17, 1-9 (1992)
- BALKENHOL M, WÖSTMANN B, REIN C, FERGER P: Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. *J Dent*; 35, 50-58 (2007)
- BARAN G, BOBERICK K, MCCOOL J: Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med*; 12, 350-360 (2001)
- BARATIERI LN, DE ANDRADA MA, ARCARI GM, RITTER AV: Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent*; 84, 180-184 (2000)
- BATEMAN G, RICKETS DN, SAUNDERS WP: Fibre-based post systems: A review. *Br Dent J*; 195, 43-48 (2003)

- BEHR M, HINDELANG U, ROSENTRITT M, LANG R, HANDEL G: Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies. *Clin Oral Invest*; 4, 25-30 (2000)
- BEHR M, ROSENTRITT M, MANGELKRAMER M, HANDEL G: The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaption of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont*; 16, 538-542 (2003)
- BEHR M, ROSENTRITT M, REGNET T, LANG R, HANDEL G: Marginal adaption in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater*; 20, 191-197 (2004)
- BERGMAN B, LUNDQUIST P, SJÖGREN U, SUNDQUIST G: Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent*; 61, 10 -15 (1989)
- BITTER K, PARIS S, MARTUS P, SCHARTNER R, KIELBASSA AM: A confocal laser scanning microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentin. *Int Endod J*; 37, 840-848 (2004)
- BITTER K, PARIS S, PFUERTNER C, NEUMANN K, KIELBASSA AM: Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci*; 117, 326-333 (2009)
- BINDL A, MÖRMANN WH: Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo crowns after 2 years - preliminary results. *J Adhes Dent*; 1, 255-265 (1999)
- BINDL A, RICHTER B, MÖRMANN WH: Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont*; 18, 219-224 (2005)
- BOLHUIS P, DE GEE A, FEILZER A, DAVIDSON CL: Fracture strength of different core build-up designs. *Am J Dent*; 14, 286-290 (2001)
- BOLHUIS P, DE GEE A, FEILZER A: Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int*; 35, 657-667 (2004)
- BOSCHIAN PEST L, CAVALLI G, BERTANI P, GAGLIANI M: Adhesive post-endodontic restoration with fiber posts: Push-out tests and SEM observations. *Dent Mater*; 18, 596-602 (2002)
- BOUILLAGUET S, TROESCH S, WATAHA JC, KREJCI I, MEYER JM, PASHLEY DH: Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater*; 19, 199-205 (2003)
- BROWNING WD, NELSON SK, CIBIRKA R, MYERS ML: Comparison of luting cements for minimal retentive crown preparations. *Quintessence Int*; 33, 95-100 (2002)

## Literaturverzeichnis

- BUONOCORE MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*; 34, 849-853 (1955)
- BÜTTEL L, KRASTL G, LORCH H, NAUMANN N, ZITZMANN NU, WEIGER R: Influence of post fit and post lenght on fracture resistance. *Int Endod J*; 42, 47-53 (2009)
- 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*; 14, 58-64 (2001)
- CAPLAN DJ, KOLKER J, RIVERA EM, WALTON RE: Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *Int Endod J*; 35, 193-199 (2002)
- CAROSSA S, LOMBARDO S, PERA P, CORSALINI M, RASTELLO ML, PRETI PG: Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: Spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont*; 14, 9-14 (2001)
- CASTRISOS TV, PALAMARA JE, ABBOTT PV: Measurement of strain on tooth roots during post removal with the Eggler post remover. *Int Endod J*; 35, 337-344 (2002)
- CATHRO PR, CHANDLER NP, HOOD JA: Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. *Endod Dent Traumatol*; 12, 124 (1996)
- CHANDLER NP, QUALTROUGH AJ, PURTON DG: Comparison of two methods for the removal of root canal posts. *Quintessence Int*; 34, 534-536 (2003)
- CHERSONI S, ACQUAVIVA GL, PRATI C, FERRARI M, GRANDINI S, PASHLEY DH: In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res*; 84, 223-227 (2005)
- CHUN YH, RAFFELT C, PFEIFFER H, BIZHANG M, SAUL G, BLUNCK U, ROULET JF: Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. *J Adhes Dent*; 12, 45-54 (2010)
- COCA I, SCHWICKERATH H: Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z*; 42, 338-341 (1987)
- COHEN BI, PAGNILLO MK, NEWMANN I, MUSIKANT BL, DEUTSCH AS: Cycling fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials. *J Prosthet Dent*; 78, 458-464 (1997)
- COHEN BI, PAGNILLO MK, NEWMANN I, MUSIKANT BL, DEUTSCH AS: Retention of a core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent*; 83, 624-628 (2000)

## Literaturverzeichnis

- 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*; 10, 26-36 (2001)
- CREUGERS NH, MENTINK AG, KAYSER AF: An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent*; 21, 281-284 (1993)
- CREUGERS NH, KREULEN CM, FOKKINGA WA, MENTINK AG: A 5-year follow-up prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont*; 18, 34-39 (2005)
- DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*; 84, 118-132 (2005)
- DELLA BONA A, KELLY JK: The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*; 139 Suppl, 8S-13S (2008)
- DELONG R, DOUGLAS WH: Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. *J Dent Res*; 62, 32-36 (1983)
- DEWALD JP: The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: A review of infection control considerations. *Dent Mater*; 13, 74-81 (1997)
- DIETSCHI D, DUC O, KREJCI I, SADAN A: Biomechanical considerations for restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature - Part I. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*; 38, 733-743 (2007)
- DIETSCHI D, DUC O, KREJCI I, SADAN A: Biomechanical considerations for restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces and in vivo studies). *Quintessence Int*; 39, 117-129 (2008)
- DUNCAN JP, PAMEIJER CH: Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: An in vitro study. *J Prosthet Dent*; 80, 423-428 (1998)
- EDELHOFF D, SPIEKERMANN H: Alles über moderne Stiftsysteme. *ZM*; 7, 60-65 (2003)
- EICHNER K, KAPPERT HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung, Georg Thieme Verlag, D (2005)
- FEDERLIN M, SIPOS C, HILLER KA, THONEMANN B, SCHMALZ G: Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on marginal integrity - a scanning electron microscope study. *Clin Oral Investig*; 9, 8-17 (2005)
- FEILZER AJ, DE GEE AJ, DAVIDSON CL: Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res*; 68, 48-50 (1989)
- FERNANDES AS, DESSAI GS: Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review. *Int J Prosthodont*; 14, 355-363 (2001)

## Literaturverzeichnis

- FERNANDES AS, SHETTY S, COUTINHO I: Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent*; 90, 556-562 (2003)
- FERRARI M, DAVIDSON CL: In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. *J Prosthet Dent*; 76, 250-253 (1996)
- FERRARI M, MANNOCCI F, VICHI A, CAGIDIACO MC, MJOR IA: Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*; 13, 255-260 (2000a)
- FERRARI M, VICHI A, GARCIA-GODOY F: Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post cores. *Am J Dent*; 13, 15B-18B (2000b)
- FOKKINGA WA, KREULEN CM, VALLITTU PK, CREUGERS NH: A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont*; 17, 476-482 (2004)
- FOKKINGA WA, KREULEN CM, BRONKHORST EM, CREUGERS NH: Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent*; 35, 778-786 (2007)
- FORBERGER N, GÖHRING TN: Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*; 100, 264-273 (2008)
- GALHANO GA, DE MELO RM, BARBOSA SH, ZAMBONI SC, BOTTINO MA, SCOTTI R: Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent*; 33, 321-324 (2008)
- GÄNGLER P, HOFFMANN T, WILLERSHAUSEN B, SCHWENZER N, EHRENFELD M: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 4. Aufl., Thieme, Stuttgart, D (2010)
- GEGAUFF AG: Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent*; 84, 169-179 (2000)
- GESI A, MAGNOLFI S, GORACCI C, FERRARI M: Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod*; 29, 580-582 (2003)
- GOODIS HE, MARSHALL GW, WHITE JM, GEE L, HORNBERGER B, MARSHALL SJ: Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*; 9, 79-84 (1993)
- GORACCI C, MORI G, BAZZUCCHI M: Marginal seal and biocompatibility of a fourth-generation bonding agent. *Dent Mater*; 11, 343-347 (1995)
- GORACCI C, TAVARES AU, FABIANELLI A, MONTICELLI F, RAFFAELLI O, CARDOSO PC: The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*; 112, 353-361 (2004)

## Literaturverzeichnis

- GORACCI C, CORCIOLANI G, VICHI A, FERRARI M: Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*; 87, 1122-1126 (2008)
- GRANDINI S, GORACCI C, MONTICELLI F, BORRACCHINI A, FERRARI M: SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*; 7, 235-240 (2005)
- GRANDINI S, CHIEFFI N, CAGIDIACO MC, GORACCI C, FERRARI M: Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts. *Dent Mater J*; 27, 687-694 (2008)
- GUESS PC, STAPPERT CF, STRUB JR: Erste klinische Ergebnisse einer prospektiven Studie an IPS-e.max-Press- und Cerec-ProCAD-Teilkronen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 116, 493-500 (2006)
- GUZY GE, NICHOLLS JL: In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*; 42, 39-44 (1979)
- HABENICHT G: Kleben. Grundlagen, Technologie, Anwendungen. 5. Aufl., Springer, Berlin, D (2005)
- HAHN R: Vollkeramische Einzelzahnrestaurationen. Habilitationsschrift, Tübingen, D (1994)
- HALLER B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaltvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z*; 49, 750-759 (1994)
- HEINTZE SD, ROUSSON V: Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns - a systematic review. *Int J Prosthodont*; 23, 129-133 (2010)
- HELING I, GORFIL C, SLUTZKY H, KOPOLOVIC K, ZALKIND M, SLUTZKY-GOLDBERG I: Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: Review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent*; 87, 674-678 (2002)
- HELLWIG E, KLIMEK J, ATTIN T: Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl., Urban und Fischer, München, D (2007)
- HEYDECKE G, BUTZ F, STRUB JR: Einfluss des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkrontter Frontzähne. *Dtsch Zahnärztl Z*; 54, 637-640 (1999)
- HEYDECKE G, BUTZ F, HUSSEIN A, STRUB JR: Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*; 87, 438-445 (2002)
- HEYDECKE G, PETERS MC: The restauration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 87, 380-386 (2002)

## Literaturverzeichnis

- HICKEL R, ROULET JF, BAYNE S, HEINTZE SD, MJÖR IA, PETERS M, ROUSSON V, RANDALL R, SCHMALZ G, TYAS M, VANHERLE G: Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Invest*; 11, 5-33 (2007)
- HÖLSCH W, KAPPERT HF: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z*; 47, 621 (1992)
- HOMMEZ GM, COPPENS CR, DEMOOR RJ: Periapical health related to the quality of coronal restorations and root fillings. *Int Endod J*; 35, 680-689 (2002)
- ISIDOR F, ODMAN P, BRONDUM K: Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont*; 9, 131-136 (1996)
- IVOCLAR-VIVADENT: AdheSE: Wissenschaftliche Information. Vivadent Ets., Schaan, FL (2004)
- IVOCLAR-VIVADENT: AdheSE: Gebrauchsinformation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2007)
- IVOCLAR-VIVADENT: FRC Postec Plus: Gebrauchsinformation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2009)
- IVOCLAR-VIVADENT: FRC Postec Plus: Wissenschaftliche Dokumentation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2004)
- IVOCLAR-VIVADENT: IPS e.max Press: Wissenschaftliche Dokumentation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2007)
- IVOCLAR-VIVADENT: Monobond S: Gebrauchsinformation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2006)
- IVOCLAR-VIVADENT: MultiCore: Gebrauchsinformation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2007)
- IVOCLAR-VIVADENT: MultiCore: Wissenschaftliche Information. Vivadent Ets., Schaan, FL (2004)
- IVOCLAR-VIVADENT: Syntac: Gebrauchsinformation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2009)
- IVOCLAR-VIVADENT: Syntac: Wissenschaftliche Dokumentation. Vivadent Ets., Schaan, FL (1998)
- IVOCLAR-VIVADENT: Variolink II: Gebrauchsinformation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2003)
- IVOCLAR-VIVADENT: Variolink II: Wissenschaftliche Dokumentation. Vivadent Ets., Schaan, FL (2005)
- JANDA R: Kleben und Klebetechnik, Teil 2: Adhäsiv-Systeme für Zahntechnik und -medizin. *Dent Lab*; 40, 615-628 (1993)
- JOHNSON JK, SAKAMURA JS: Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent*; 40, 645-649 (1978)

## Literaturverzeichnis

- JONGSMA LA, BOLHUIS PB, PALLAV P, FEILZER AJ, KLEVERLAAN CJ: Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. *J Adhes Dent*; 12, 55-62 (2010)
- JUNG RE, KALKSTEIN O, SAILER I, ROOS M, HÄMMERLE CHF: A comparison of composite buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years. *Int J Prosthodont*; 20, 63-69 (2007)
- JUNGBAUER M: Validierung der Kausimulation anhand von Frontzahnstiftversorgungen. Dissertation, Regensburg, D (2009)
- KÄHLER WM: SPSS für Windows. 4. Aufl., Vieweg, Braunschweig, D (1998)
- KANTOR ME, PINES MS: A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent*; 38, 405-412 (1977)
- KERN M, PLEIMES AW, STRUB JR: Bruchfestigkeiten metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z*; 50, 451-453 (1995)
- KERN M, SIMON MHP, STRUB JR: Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z*; 53, 266-268 (1998)
- KERN R, KRÄMER J, MICHEELIS W: Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). IDZ, Berlin, D (2006)
- KERSCHBAUM T: Adhäsivprothetik. Brücken, Attachments, Schiene, Veneers. Urban und Schwarzenberg Verlag, München, D (1995)
- KISHEN A, RAMAMURTY U, ASUNDI A: Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. *J Biomed Mater Res*; 51, 650-659 (2000)
- KISHEN A: Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic topics*; 13, 57-83 (2006)
- KOOB J, BANGERT V, KOOB A, MUSSOTTER K, OHLMANN B, RAMMELSBERG P, STOBER T: Beeinflusst das Stumpfaufbaumaterial die Überlebensdauer von Kronen? Ergebnisse einer Pilotstudie. *Dtsch Zahnärztl Z*; 65, 200-205 (2010)
- KÖRBER KH: Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl., Thieme, Stuttgart, D (1995)
- KORIOTH T, WALDRON TW, VERSLUIS A, SCHULTE JK: Forces and moments generated at the dental incisors during forcefull biting in humans. *J Biomech*; 30, 631-633 (1997)
- KOUTAYAS SO, KERN M: All-ceramic posts and cores: The state of the art. *Quintessence Int*; 30, 383-392 (1999)
- KOVARIK RE, BREEDING LC, CAUGHMAN WF: Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent*; 68, 584-590 (1992)

## Literaturverzeichnis

- KREJCI I, LUTZ F: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Montasschr Zahnmed; 100, 953-960 (1990)
- KREJCI I, MUELLER E, LUTZ F: Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. J Dent Res; 73, 1228-1232 (1994)
- KURER HG, COMBE EC, GRANT AA: Factors influencing the retention of dowels. J Prosthet Dent; 38, 515-525 (1977)
- LAMBJERG-HANSEN H, ASMUSSEN E: Mechanical properties of endodontic posts. J Oral Rehabil; 24, 882-887 (1997)
- LASSILA LV, TANNER J, LE BELL AM, NARVA K, VALLITTU PK: Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater; 20, 29-36 (2004)
- LAUER HC, OTTL P, WEIGL P: Mechanische Belastbarkeit verschiedener Stiftaufbau-Systeme. Dtsch Zahnärztl Z; 49, 985-989 (1994)
- LEE JJ, NETTEY-MARBELL A, COOK A JR, PIMENTA LA, LEONARD R, RITTER AV: Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strength. J Am Dent Assoc; 138, 1599-1603 (2007)
- LEEMPOEL PJ, ESCHEN S, DE HAAN AF, VAN'T HOF MA: An evaluation of crows and bridges in general dental practice. J Oral Rehabil; 12, 515-528 (1985)
- LEGLER LR, RETIEF DH, BRADLEY EL: Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: An in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop; 98, 154-160 (1990)
- LEVARTOVSKY S, KUYINU E, GEORGESCU M, GOLDSTEIN GR: A comparison of the diametral tensile strength, the flexural strength and the compressive strength of two new core materials to a silver alloy-reinforced glass-ionomer material. J Prosthet Dent; 72, 481-485 (1994)
- LINDEMANN M, YAMAN P, DENNISON JB, HERRERO AA: Comparison of the efficiency and effectiveness of various techniques for removal of fiber posts. J Endod; 31, 520-522 (2005)
- LLOYD PM, PALIK JF: The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. J Prosthet Dent; 69, 32-36 (1993)
- LOHER H, BEHR M, HINTEREDER U, ROSENTRITT M, HANDEL G: The impact of cement mixing and storage errors on the risk of failure of glass-ceramic crowns. Clin Oral Investig; 13, 217-222 (2009)
- MA PS, NICHOLLS JI, JUNGE T, PHILLIPS KM: Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores and all-ceramic crowns. J Prosthet Dent; 102, 229-234 (2009)

## Literaturverzeichnis

- McDONALD AV, KING PA, SETCHELL DJ: In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *Int Endod J*; 23, 304-312 (1990)
- MEIRA JB, ESPOSITO CO, QUITERO MF, POIATE IA, PFEIFER CS, TANAKA CB: Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dent Traumatol*; 25, 394-398 (2009)
- MENDOZA DB, EAKLE WS, KAHL EA, HO R: Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent*; 78, 10-14 (1997)
- MEYENBERG KH, LÜTHY H, SCHÄRER P: Zirconia posts: A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*; 2, 73-80 (1995)
- MILLER AW: Post and core systems: Which one is the best? *J Prosthet Dent*; 47, 27-38 (1982)
- MORGANO SM, MILOT P: Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent*; 70, 11-16 (1993)
- MORGANO SM: Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future context. *J Prosthet Dent*; 75, 375-380 (1996)
- MORGANO SM, BRACKETT SE: Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*; 82, 643-657 (1999)
- MOU YB, CHEN YM, SMALES RJ, YIP KH: Optimum post and tooth diameters for a cast post-core system. *Am J Dent*; 22, 311-314 (2009)
- MÜLLER G: Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken. *Dtsch Zahnärztl Z*; 43, 438-442 (1988)
- NAKABAYASHI N: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*; 3, 133 (1991)
- NAUMANN M, BLANKENSTEIN F, LANGE KP: Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z*; 57, 554-557 (2002)
- NAUMANN M, LANGE KP: Ansichten und Techniken zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne - eine Umfrage unter Zahnärzten im Bundesgebiet. *Dtsch Zahnärztl Z*; 58, 280-285 (2003)
- NAUMANN M, STERZENBACH G, PRÖSCHEL P: Evaluation of load testing of prosthodontic restorations in vitro: Linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*; 74B, 829-834 (2005a)

- NAUMANN M, BLANKENSTEIN F, DIETRICH T: Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years - an observational clinical study. *J Dent*; 33, 305-312 (2005b)
- NAUMANN M, PREUSS A, FRANKENBERGER R: Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Oper Dent*; 31, 699-704 (2006a)
- NAUMANN M, STERZENBACH G, FRANKE A, DIETRICH T: Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs glass fiber prefabricated posts: Preliminary results after up to 3 years. *Int J Prosthodont*; 20, 499-503 (2006b)
- NAUMANN M, ROSENTRITT M, PREUSS A, DIETRICH T: The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: A comparative in vitro study. *J Dent*; 34, 790-795 (2006c)
- NAUMANN M, PREUSS A, ROSENTRITT M: Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups and all-ceramic crowns: An in vitro evaluation after chewing simulation. *Acta Odontol Scan*; 64, 31-36 (2006d)
- NAUMANN M, PREUSS A, FRANKENBERGER R: Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater*; 23, 138-144 (2007)
- NAUMANN M, STERZENBACH G, ROSENTRITT M, BEUER F, FRANKENBERGER R: Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod*; 34, 1006-1010 (2008)
- NERGIZ I, SCHMAGE P, ÖZCAN M PLATZER U: Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil*; 29, 28-34 (2002)
- NERGIZ I, SCHMAGE P: Wurzelstifte im Wandel der Zeit. *Endodontie Journal*; 1, 10-17 (2004)
- NEWMAN MP, YAMAN P, DENNISON J, RAFTER M, BILLY E: Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent*; 89, 360-367 (2003)
- NISSAN J, DIMITRY Y, ASSIF D: The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent*; 86, 304-308 (2001)
- OTTL P, HAHN L, LAUER H, FAY M: Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil*; 29, 175-183 (2002)
- OUNSI HF, SALAMEH Z, CARVALHO CA, CANTORO A, GRANDINI S, FERRARI M: Bond strength of composite core build-up materials to fiber-reinforced posts: A

- microtensile comparison between conventional and wet-ethanol bonding systems. *J Adhes Dent*; 11, 375-380 (2009)
- PAPAZOGLOU E, VASILAS AI: Shear bond strength for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent*; 82, 573-578 (1999)
  - PEGORETTI A, FAMBRI L, ZAPPINI G, BIANCHETTI M: Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*; 23, 2667-2682 (2002)
  - PEREIRA JR, DE ORNELAS F, CONTI PC, DO VALLE AL: Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent*; 95, 50-54 (2006)
  - PEROZ I, BLANKENSTEIN F, LANGE KP, NAUMANN M: Restoring endodontically treated teeth with posts and cores - A review. *Quinessence Int*; 36, 737-746 (2005)
  - PETERS MC, POORT HW, FARAH JW, CRAIG RG: Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res*; 62, 760-763 (1983)
  - PEUTZFELDT A, SAHAFI A, ASMUSSEN E: A survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Invest*; 12, 37-44 (2008)
  - PINI M, WISKOTT HW, SCHERRER SS, BOTSIDIS J, BELSER UC: Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *J Periodontal Res*; 37, 237-244 (2002)
  - PIRANI C, CHERSONI S, FOSCHI F, PIANA G, LOUSHINE RJ, TAY FR: Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod*; 31, 891-894 (2005)
  - PREUSS A, ROSENTRITT M, FRANKENBERGER R, BEUER F, NAUMANN M: Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisors. *Clin Oral Invest*; 12, 151-156 (2008)
  - REAGAN SE, FRUITS TJ, VAN BRUNT CL, WARD CK: Effects of cycling loading on selected post-and-core systems. *Quintessence Int*; 30, 61-67 (1999)
  - REEH DH, MESSEY HH, DOUGLAS WH: Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*; 15, 512-516 (1989)
  - REID LC, KAZEMI RB, MEIERS JC: Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod*; 29, 125-131 (2003)
  - REILL MI, ROSENTRITT M, NAUMANN M, HANDEL G: Influence of core material on fracture resistance and marginal adaption of restored root filled teeth. *Int Endodont J*; 41, 424-430 (2008)
  - REINHARDT RA, KREIJCI RF, PAO YC, STANNARD JG: Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res*; 62, 1002-1008 (1983)

- REISSMANN DR, HEYDECKE G: Evidenz zu Stiftsystemen. Quintessenz; 59, 957-966 (2008)
- ROLF KC, PARKER MW, PELLEU GB: Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: A photoelastic study. Oper Dent; 17, 86-92 (1992)
- ROSENTRITT M, LEIBROCK A, LANG R, BEHR M, SCHARNAGL P, HANDEL G: Apparatur zur Simulation des Kauorgans (Regensburger Kausimulator). Materialprüfung; 39, 77-80 (1997)
- 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 Rehab; 27, 595-601 (2000a)
- ROSENTRITT M, PLEIN T, KOLBECK C, BEHR M, HANDEL G: In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural teeth and artificial teeth. Int J Prosthodont; 13, 387-391 (2000b)
- ROSENTRITT M, SIKORA M, BEHR M, HANDEL G: In vitro fracture resistance and marginal adaption of metallic and tooth-coloured post systems. J Oral Rehabil; 31, 675-681 (2004)
- ROSENTRITT M, BEHR M, GEBHARD R, HANDEL G: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater; 22, 176-182 (2006)
- ROSENTRITT M, SIAVIKIS G, BEHR M, KOLBECK C, HANDEL G: Approach for valuating the significance of laboratory simulation. J Dent; 36, 1048-1053 (2008)
- ROSENTRITT M, BEHR M, THALLER C, RUDOLPH H, FEILZER A: Fracture performance of computer-aided manufacturing zirconia and alloy crowns. Quintessence Int; 40, 655-662 (2009a)
- ROSENTRITT M, REILL M, NAUMANN M, NOWAK A, HANDEL G: Strength investigation of artificial substitutes for human teeth in in vitro studies. Int J Prosthodont; 22, 62-64 (2009b)
- ROSENTRITT M, NAUMANN M, HAHNEL S, HANDEL G, REILL M: Evaluation of tooth analogs and type restoration on the fracture resistance of post and core restored incisors. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater; 91B, 272-276 (2009c)
- ROSENTRITT M, BEHR M, VAN DER ZEL JM, FEILZER AJ: Approach for valuating the influence of laboratory simulation. Dent Mater; 25, 348-352 (2009d)
- RUEMPING DR, LUND MR, SCHNELL RJ: Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent; 41, 159-162 (1979)

## Literaturverzeichnis

- RUSSEL MD, MASOOD M, CUNNINGHAM L: The behavior of post-retained core materials supported by coronal tooth structure in vitro. *Int Endod J*; 30, 408-412 (1997)
- SAHAFI A, PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E, GOTFREDSEN K: Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, fiber glass and zirconia. *J Adhes Dent*; 5, 153-162 (2003)
- SANTOS AF, TANAKA CB, LIMA RG, ESPOSITO CO, BALLESTER RY, BRAGA RR: Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: Finite element analysis. *J Endod*; 35, 117-120 (2009)
- SANTOS AF, MEIRA JB, TANAKA CB, XAVIER TA, BALLESTER RY, LIMA RG, PFEIFER CS, VERSLUIS A: Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res*; 89, 387-391 (2010)
- SAUPE WA, GLUSKIN AH, RADKE RA: 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*; 27, 483-491 (1996)
- SCHARNAGL P, BEHR M, ROSENTRITT M, LEIBROCK A, HANDEL G: Simulation of physiological tooth mobility in in-vitro stress examination of dental restorations in the masticator. *J Dent Res*; 77, 1260, 431 (1998)
- SCHERRER SS, DE RIJK WG: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*; 6, 462-467 (1993)
- SCHMAGE P, CAKIR FY, NERGIZ I, PFEIFFER P: Effect of surface conditioning on the retentive bond strength of fiberreinforced composite posts. *J Prosthet Dent*; 102, 368-377 (2009)
- SCHMITTER M, RAMMELSBERG P, GABBERT O, OHLMANN B: Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: A randomized clinical trial. *Int J Prosthodont*; 20, 173-178 (2007)
- SCHULZE C: Lehrbuch der Kieferorthopädie, Band 2. 2. Aufl., Quintessenz, Berlin, D, (1981)
- SCHUMACHER GH, CHRISTMANN C, EHLER E, PFAU H: Zur Frage der Hebelwirkung am Unterkiefer. 5. Vergleichende Gegenüberstellung der Beziehung Kraft- und Lastarm an Mandibeln des Menschen und einiger Säugetiere. *Anat Anz*; 134, 429-32 (1973)
- SCHWICKERATH H: Was der Zahntechniker beachten sollte: Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz. *Dent Lab*; 9, 1501 (1992)
- SEDGLEY CM, MESSER HH: Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*; 18, 332-335 (1992)

## Literaturverzeichnis

- SIGNORE A, BENEDICTI 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*; 31, 115-121 (2009)
- SIMON M, PAFFRATH J: Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz*; 46, 1085-1101 (1995)
- 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*; 27, 175-181 (1999)
- SIRIMAI S, RIIS DN, MORGANO SM: An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent*; 81, 262-269 (1999)
- SOARES CJ, SANTANA FR, SILVA NR, PREIRA JC, PEREIRA CA: Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod*; 33, 603-606 (2007)
- SOARES CJ, SOARES PV, SANTOS-FILHO PC, CASTRO CG, MAGALHAES D, VERSLUIS A: The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *J Endod*; 34, 1015-1019 (2008)
- SORENSEN JA, MARTINOFF JT: Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent*; 52, 28-35 (1984)
- SORENSEN JA, ENGELMANN MJ: Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*; 63, 529-536 (1990a)
- SORENSEN JA, ENGELMANN MJ: Effect of post adaption on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*; 64, 419-424 (1990b)
- SORENSEN JA, AHN S, BERGE H, EDELHOFF D: Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. Proceeding of Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry; 15, 67-84 (2001)
- STANDLEE JP, CAPUTO AA, HANSON EC: Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent*; 39, 400-405 (1978)
- STANDLEE JP, CAPUTO AA, HOLCOMB J: The dental screw: Comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil*; 9, 23-33 (1982)
- STANDLEE JP, CAPUTO AA: Endodontic dowel retention with resinous cements. *J Prosthet Dent*; 68, 913-917 (1992)

- STANKIEWICZ NR, WILSON PR: The ferrule effect: A literature review. *Int Endod J*; 35, 575-581 (2002)
- STEWARDSON DA, SHORTALL AC, MARQUIS PM: The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent*; 28, 437-442 (2010)
- STOCKTON LW: Factors affecting retention of post systems: A literature review. *J Prosthet Dent*; 81, 380-385 (1999)
- STRUB JR, PONTIUS O, KOUTAYAS S: Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehab*; 28, 120-124 (2001)
- STUDART AR, FILSER F, KOCHER P, GAUCKLER LJ: In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*; 28, 2695-2705 (2007)
- 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*; 93, 331-336 (2005)
- TAVAREZ PB, BONTE E, BOUKPESSI T, SIQUERA JF JR, LESFARGUES JJ: Prevalence of apical periodontitis in root canal-treated teeth from an urban French population: Influence of the quality of root canal fillings and coronal restorations. *J Endod*; 35, 810-813 (2009)
- TAY FR, LOUSHINE RJ, LAMBRECHTS P, WELLER RN, PASHLEY DH: Geometric factors affecting dentin bonding in root canals. *J Endod*; 31, 584-589 (2005)
- THESLEFF I: Development biology and building a tooth. *Quintessence Int*; 34, 613-620 (2003)
- THORSTEINSSON TS, YAMAM P, CRAIG RG: Stress analysis of four prefabricated posts. *J Prosthet Dent*; 67, 30-33 (1992)
- TONAMI K, TAKAHASHI H: Effects of aging on tensile fatigue strength of bovine dentin. *Dent Mater J*; 16, 156-169 (1997)
- TORBJÖRNER A, FRANSSON B: A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*; 17, 369-376 (2004a)
- TORBJÖRNER A, FRANSSON B: Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*; 17, 135-141 (2004b)
- TRONSTAD L, ASBJORNSEN K, DOVING L, PEDERSEN I, ERIKSON HM: Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*; 16, 218-221 (2000)

## Literaturverzeichnis

- VAN MEERBEEK B, INOKOSHI S, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*; 71, 1530-1540 (1992)
- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, YOSHIDA U, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*; 28, 215-235 (2003)
- VAN MEERBEEK B, VAN LANDUYT K, DE MUNCK J, HASHIMOTO M, PEUMANS M, LAMBRECHTS P: Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J*; 24, 1-13 (2005)
- VOCO: Ceramic Bond: Gebrauchsanweisung. Voco GmbH, Cuxhaven, D (2009)
- VOCO: Futurabond DC: Gebrauchsanweisung. Voco GmbH, Cuxhaven, D (2009)
- VOCO: Rebilda DC: Gebrauchsanweisung. Voco GmbH, Cuxhaven, D (2009)
- VOCO: Rebilda DC: Wissenschaftliche Information. Voco GmbH, Cuxhaven, D (2009)
- VOCO: Rebilda Post: Gebrauchsanweisung. Voco GmbH, Cuxhaven, D (2008)
- VOCO: Rebilda Post: Wissenschaftliche Information. Voco GmbH, Cuxhaven, D (2008)
- WALTIMO A, KONONEN M: Maximal bite forces and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odont Scand*; 53, 254-258 (1995)
- WIRZ J, CHRIST R: In vitro study of the occurrence of screw and pin corrosion in dental prosthesis structures. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 92, 408-428 (1982)
- WOLFART S, BOHLSEN F, WEGNER SM, KERN, M: A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*; 18, 497-505 (2005)
- WU MK, PEHLIVAN Y, KONTAKIOTIS EG, WESSELINK PR: Mikroleakage along apical root fillings and cemented posts. *J Prosthet Dent*; 79, 264-269 (1998)
- YOLDAS O, AKOVA T, UYSAL H: An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehab*; 32, 427-432 (2005)
- ZHI-YUE L, YU-XING Z: Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent*; 89, 368-373 (2003)
- ZICARI F, COUNTHINO E, DE MUNCK J, POITEVIN A, SCOTTI R, NAERT I, VAN MEERBEEK B: Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater*; 24, 967-977 (2008)
- The Glossary of Prosthodontic Terms: *J Prosthet Dent*; 94, 10-92 (2005)

## 8. DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Endkorrektur danken.

Herrn PD Dr. Dipl. Ing. (FH) Martin Rosentritt gilt mein besonderer Dank. Durch seine Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten, der Unterstützung während der Durchführung der Untersuchungen und der statistischen Auswertung der erhaltenen Daten war er mir eine große Hilfe.

Bei Frau Dr. Margarete Reill möchte ich mich sehr herzlich für die zuvorkommende Betreuung während allen Phasen der Doktorarbeit bedanken.

Frau Gudrun Karch war mir eine wertvolle Unterstützung während der Herstellung der Prüfserien, der Durchführung der Kausimulation und des Bruchtestes. Vielen Dank.

Ich danke Herrn Heinz Schmittke, der mich bei der Herstellung der Vollkeramikkronen tatkräftig unterstützt hat. Vielen Dank auch an alle anderen Angestellten des Labors der Zahnärztlichen Prothetik.

## 9. LEBENSLAUF

### Persönliche Daten:

Name: Florian Sebastian Müller  
Geburtsdatum: 11. September 1983  
Geburtsort: Schongau  
Familienstand: ledig  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Heimatadresse: Seidlstraße 11a, 82418 Murnau am Staffelsee  
Vater: Dr. Wolfgang Müller, 58 Jahre, Zahnarzt  
Mutter: Irmgard Müller, 55 Jahre, Sportlehrerin  
Geschwister: Christiane Müller, 25 Jahre, Studentin

### Schulbildung:

1990 - 1994 Emanuel-von-Seidl-Grundschule Murnau  
1994 - 2003 Staffelsee-Gymnasium Murnau  
Juni 2003 Abitur am Staffelsee-Gymnasium Murnau

### Zivildienst:

2003 - 2004 Katholische Kirchenstiftung St. Nikolaus in Murnau

### Hochschulstudium:

September 2004 Immatrikulation im Studienfach Zahnmedizin an der Universität Regensburg  
Oktober 2005 Naturwissenschaftliche Vorprüfung an der Universität Regensburg  
April 2007 Zahnärztliche Vorprüfung an der Universität Regensburg  
November 2009 Zahnärztliche Prüfung an der Universität Regensburg  
Dezember 2009 Approbation als Zahnarzt

### Berufstätigkeit:

März 2009 Famulatur im Fang Hospital, Thailand  
seit März 2010 Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dr. Michael Roidl  
in Penzberg