

In-Vitro-Untersuchungen zu  
Frakturlast und Frakturmodus  
natürlicher endodontisch versorgter  
Prämolaren mit zweiflächigen  
Kavitäten

Esther Seidel  
2007

Aus der  
Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar  
Direktor: Prof. Dr. Peter R. Pospiech

In-Vitro-Untersuchungen zu  
Frakturlast und Frakturmodus  
natürlicher endodontisch versorgter  
Prämolaren mit zweiflächigen  
Kavitäten

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde  
der Medizinischen Fakultät der  
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2007

vorgelegt von  
Esther Seidel,  
geb. am 22.10.1979  
in  
Völklingen

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Peter R. Pospiech

Mitberichterstatter: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. dent. Frank P. Nothdurft

Dekan: Prof. Dr. med. Michael D. Menger

Tag der mündlichen Prüfung: \_\_\_\_\_

Meinen Eltern



# INHALTSVERZEICHNIS

1. Zusammenfassung .....	- 1 -
2. Einleitung und Problemstellung .....	- 3 -
3. Literaturübersicht.....	- 4 -
3.1. Indikation von Stiften.....	- 4 -
3.2. Einteilung der Stiftstumpfaufbauten .....	- 5 -
3.2.1. Herstellungsverfahren .....	- 5 -
3.2.2. Wurzelstiftdesign .....	- 6 -
3.3. Stiftlänge .....	- 7 -
3.4. Stiftdurchmesser .....	- 7 -
3.5. Koronale Präparation und „ferrule-effect“ .....	- 8 -
3.6. Anforderungen an einen optimalen Wurzelstift .....	- 8 -
3.7. Stumpfaufbaumaterialien und definitive Restauration .....	- 9 -
3.8. Stiftstumpfaufbaumaterialien.....	- 11 -
3.8.1. Metallische Stiftstumpfaufbauten.....	- 11 -
3.8.2. Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte.....	- 13 -
3.8.3. Glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte .....	- 16 -
3.8.4. Keramikstifte.....	- 19 -
3.8.5. Vergleichende Untersuchungen zu verschiedenen Stiftstumpfaufbausystemen .....	- 25 -
3.9. Stiftbefestigung und Einfluss des Befestigungswerkstoffes .....	- 27 -
3.10. Koronale Entfernbare bei Misserfolgen .....	- 28 -
3.11. Kräfte in der Mundhöhle .....	- 28 -
3.12. Formulierung der Hypothesen.....	- 29 -
4. Material und Methodik .....	- 31 -
4.1. Das Versuchsdesign im Überblick.....	- 31 -
4.2. Herstellung der Probekörper .....	- 32 -
4.2.1. Vorbereitung der Zähne.....	- 32 -
4.2.2. Einteilung der Prüfgruppen.....	- 32 -
4.2.3. Einbettung der Zähne .....	- 33 -
4.2.4. Präparation der Zähne.....	- 35 -
4.2.5. Präparation der Kanäle.....	- 36 -
4.2.6. Koronale Restauration der Prüfkörper .....	- 43 -
4.3. Thermowechselast .....	- 46 -
4.4. Mechanische Wechselast.....	- 47 -
4.5. Statischer Bruchversuch .....	- 48 -
4.6. Röntgenaufnahmen der Prüfkörper.....	- 49 -
4.7. Auswertung der Röntgenbilder und Analyse der Bruchflächen .....	- 49 -
4.8. Statistische Auswertung.....	- 51 -

5. Ergebnisse .....	- 52 -
5.1. Analyse der Bruchlast .....	- 52 -
5.2. Analyse der Bruchmodi .....	- 58 -
5.3. Röntgenanalyse .....	- 65 -
6. Diskussion .....	- 69 -
6.1. Grundsätzliche Überlegungen zu In-Vitro-Untersuchungen .....	- 69 -
6.2. Zahnmaterial und Lagerung der Prüfkörper .....	- 69 -
6.3. Einbettung der Prüfkörper .....	- 71 -
6.4. Präparation der Zähne und der Wurzelkanäle .....	- 71 -
6.5. Befestigung der Wurzelkanalstifte .....	- 71 -
6.6. Künstliche Alterung .....	- 74 -
6.7. Statischer Bruchtest .....	- 74 -
6.8. Diskussion der Ergebnisse .....	- 75 -
6.8.1. Bruchlast .....	- 75 -
6.8.2. Bruchmodus .....	- 79 -
6.8.3. Röntgenanalyse .....	- 82 -
6.9. Schlussfolgerungen .....	- 82 -
7. Verzeichnisse .....	- 85 -
7.1. Literaturverzeichnis .....	- 85 -
7.2. Prüfprotokolle und Verlaufskurven der Bruchtests .....	- 92 -
7.3. Verwendete Materialien .....	- 98 -
8. Publikationen/ Danksagung .....	- 100 -
8.1. Preise .....	- 100 -
8.2. Zitierfähige Abstracts .....	- 100 -
8.3. Posterpräsentationen .....	- 100 -
8.4. Danksagung .....	- 101 -
9. Lebenslauf .....	- 102 -

# 1. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der In-vitro-Untersuchung war es, den Einfluss unterschiedlicher Wurzelkanalstifte, Zementierungsarten und koronaler Restaurationsformen auf die Belastbarkeit und Bruchmodi endodontisch behandelter Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad zu ermitteln.

## **Material und Methode:**

104 kariesfreie, einwurzelige natürliche Prämolaren wurden 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in Kunststoff eingebettet. Bei 96 Prämolaren wurde nach der endodontischen Behandlung eine zweiflächige Kavität präpariert. Jeweils 16 Zähne erhielten entweder keine Stiftversorgung bzw. wurden mit Titanschrauben (BKS), Glasfaserstiften (DentinPost) oder Quarzfaserstiften (DT Light SL) restauriert. 32 Zähne wurden mit Zirkoniumdioxidstiften (CeraPost) versorgt. Alle faserverstärkten Stifte und 16 ZrO<sub>2</sub>-Stifte wurden mit Panavia F eingesetzt, die BKS-Schrauben und weitere 16 ZrO<sub>2</sub>-Stifte mit Glasionomermzement befestigt. Innerhalb der Prüfgruppen wurde jeweils die Hälfte der Zähne mit Kompositfüllungen oder Kompositaufbauten und NEM-Kronen restauriert. So entstanden 12 Prüfgruppen (n=8), acht unversehrte Prämolaren dienten als Kontrollgruppe. Nach thermischer und mechanischer Alterungssimulation folgte der statische Bruchtest in einem Winkel von 45° zur Zahnachse.

## **Ergebnisse:**

Die unversehrten Zähne zeigten die höchste Bruchlast (792,50 N ± 210,01 N) und unterschieden sich signifikant von allen anderen Prüfgruppen mit Ausnahme der Gruppe mit Füllung und DT Light SL (555,63 N ± 206,72 N). Beide Füllungsgruppen mit faserverstärkten Stiften zeigten signifikant höhere Bruchlastwerte als die mit ZrO<sub>2</sub>-Stiften bzw. ohne Stifte, sowie die Kronengruppen mit BKS-Schrauben, ZrO<sub>2</sub>-Stiften oder Glasfaserstiften. Die niedrigsten Werte in den Füllungsgruppen wurden in der Gruppe mit adhäsiv befestigten ZrO<sub>2</sub>-Stiften ermittelt (341,63 N ± 57,67 N). Die niedrigste Bruchlast aller Prüfgruppen zeigte die Gruppe mit Kronen und konventionell zementierten Keramikstiften (327,00 N ± 45,84 N). Die Zementierungsart hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast der ZrO<sub>2</sub>-Stift-Gruppen.

Die Füllungsgruppen (428,21 N ± 132,88 N) zeigten unabhängig von der Art der Stiftversorgung im Vergleich zu den Kronengruppen (373,66 N ± 82,89 N) die signifikant höhere Bruchlast.

Bezüglich der Bruchmodi zeigten sich in den Prüfgruppen überwiegend Frakturen bis Knochenniveau oder 1-2 mm darunter im oberen Wurzeldrittel. Stiftfrakturen traten nur in den beiden Gruppen mit Kronen und Keramikstiften auf.

## **Schlussfolgerungen:**

In dieser Studie zeigte sich, dass eine Überkronung endodontisch behandelter, mittelgradig zerstörter Prämolaren im Vergleich zu einer Füllungstherapie nicht zu höheren Bruchlast-Werten führt. Der Einsatz eines intraradikulären Stiftes jedoch kann im Vergleich zur Restauration ohne Stift zu einer deutlichen Steigerung des Widerstandes gegenüber extraaxial wirkenden Kräften führen.



## ENGLISH ABSTRACT

### **Aim:**

Aim of this study was to compare the influence of different posts, types of cementation and coronal restoration on the fracture load and mode of endodontically treated premolars with class II cavities in an in-vitro setting.

### **Materials and Methods:**

104 sound, single-rooted human premolars were embedded in acrylic resin at a depth of 2 mm below the cemento-enamel junction. 96 teeth were endodontically treated and prepared with MO-cavities. Subgroups of 16 teeth each received either no posts or were restored with titanium-screws (BKS), glass fiber posts (DentinPost) or quartz fiber posts (DT Light SL). 32 teeth were restored with zirconia posts (CeraPost). All fiber posts and 16 zirconia posts were luted with Panavia F, the BKS-screws and another 16 zirconia posts were cemented with the glass ionomer cement Ketac Cem. Within the experimental groups half of the teeth were restored with composite fillings, the other specimens received composite cores and cast crowns made of nonprecious alloys. Thus, 12 experimental groups (n=8) were created, additionally, 8 sound premolars served as a control group. After thermomechanical fatigue testing all samples were loaded until fracture under an angle of 45° to the long axis of the teeth.

### **Results:**

The sound teeth showed the significantly highest fracture loads (792,50 N ± 210,01 N) compared to all experimental groups except the group with fillings and DT Light SL (555,63 N ± 206,72 N). Both groups with fillings and fiber posts showed significantly higher fracture load values compared to the groups with fillings and zirconia posts or without posts and to the groups with crowns and screws, zirconia posts and glass fiber posts. The lowest fracture load within the groups with fillings demonstrated the adhesively luted zirconia posts (341,63 N ± 57,67 N). The group with crowns and conventionally cemented zirconia posts showed the lowest fracture loads of all groups (327,00 N ± 45,84 N). The type of cementation within the groups with zirconia posts had no significant influence on the fracture loads.

The fracture loads of the groups with fillings (428,21 N ± 132,88 N) was significantly higher in comparison to the groups with crowns (373,66 N ± 82,89 N), independent of the used posts.

Regarding the fracture modes, all fracture-lines in the experimental groups were located above or 1-2 mm below the simulated bone level. Post fractures were only observed in the two groups with crowns and zirconia posts.

### **Conclusions:**

It could be shown that a full crown restoration of endodontically treated premolars with class II cavities does not result in higher fracture load values in comparison to a restoration with a composite filling. Though, in comparison to a restoration without posts the use of an intraradicular post can significantly increase the resistance towards extraaxial forces.

## 2. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Die Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne ist ein seit langem intensiv untersuchtes Thema, welches insbesondere im Zuge der Entwicklung neuer Werkstoffe kontrovers diskutiert wird.

Während vor einigen Jahren davon ausgegangen wurde, dass die erhöhte Frakturanfälligkeit und Sprödigkeit endodontisch behandelter Zähne auf eine Veränderung der Eigenschaften des Dentins zurückzuführen sei [20, 58, 121], konnte diese These nach Meinung einiger Autoren nicht bestätigt werden [64, 106, 128]. Vielmehr wurde der unmittelbare Zusammenhang zwischen dem Ausmaß des Zahnhartsubstanzverlustes endodontisch behandelter Zähne und deren Frakturanfälligkeit nachgewiesen [9, 119]. Darüber hinaus wird die Überlastung avitaler Zähne mit der Verringerung eines schützenden Feedback-Mechanismus durch die Mechanorezeptoren des Pulpagewebes in Zusammenhang gesehen [118].

Die vor einigen Jahren bestehende Auffassung, jeden endodontisch behandelten Zahn zur Verstärkung mit einem Stift versorgen zu müssen [75, 144], muss angesichts der Ergebnisse neuerer Untersuchungen in Frage gestellt werden. Bei starker koronaler Zerstörung erfüllt der Stift die Aufgabe, Retention für den Aufbau der klinischen Krone zu bieten [126]. Verschiedene Vorschläge für eine allgemeingültige Definition zur Einteilung klinischer Zerstörungsgrade wurden gemacht [36, 98], es gibt aber wenige In-Vitro-Studien mit darauf ausgerichtetem Studiendesign [108].

Nicht nur die Indikation für einen Wurzelkanalstift, sondern auch die nachfolgende Rekonstruktion hängen vom Ausmaß des Hartsubstanzverlustes ab [36]. So wird nicht mehr jeder endodontisch behandelte Zahn unter Opferung gesunder Zahnhartsubstanz überkront, sondern bei geringem Zerstörungsgrad eine substanzschonende Therapie unter Einsatz der Adhäsivtechnik bevorzugt.

Auch die routinemäßige Verwendung metallischer Stiftsysteme wurde aufgrund vielfältiger nachteiliger Eigenschaften in Frage gestellt. Diese können aufgrund korrosiver Eigenschaften zu Nebenwirkungen wie Metallgeschmack, Verfärbungen von Zähnen und Gingiva und Entzündungen des Parodontalgewebes führen [150]. Zudem wird das ästhetische Potential einer vollkeramischen Rekonstruktion hinsichtlich optimaler Transluzenzeigenschaften stark eingeschränkt [85, 86].

Eine Alternative wird in nichtmetallischen Stiftsystemen aus Zirkondioxidkeramik oder glas-, bzw. quarzfaserverstärktem Kunststoffen gesehen, welche biokompatibel sind und ausgezeichnete ästhetische Eigenschaften besitzen.

Während Keramikstifte sowohl konventionell zementiert als auch mit einem Komposit befestigt werden können, sollen faserverstärkte Stifte ausschließlich mit einem Komposit befestigt werden. Ein möglicher adhäsiver Verbund soll in Kombination mit dem dentinähnlichen E-Modul der Stifte eine gleichmäßigere Kraftübertragung auf die Zahnwurzel ermöglichen und somit das Risiko von Wurzelfrakturen verringern [33, 80]. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu überprüfen, inwieweit der Zerstörungsgrad des Zahns, das Stiftmaterial und der Befestigungsmodus einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit endodontisch behandelter Zähne hatten.

## 3. LITERATURÜBERSICHT

### 3.1. Indikation von Stiften

Die lange Zeit geltende Richtlinie, jeden endodontisch behandelten Zahn mit einem Stiftstumpfaufbau versorgen zu müssen, um die Wurzel zu verstärken [75, 132] ist dem Prinzip gewichen, möglichst wenig Zahnhartsubstanz zu entfernen. In neueren Studien konnte die erhöhte Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne auf die Schwächung des Zahnes, verursacht durch den Zahnhartsubstanzverlust sowohl nach endodontischen als auch restaurativen Maßnahmen, zurückgeführt werden [36, 119, 129, 133].

Eine Versorgung endodontisch behandelter Zähne ist mit den Möglichkeiten der modernen Adhäsivsysteme heute in einer Vielzahl der klinischen Situationen unter Verzicht auf Wurzelstifte möglich. Bietet allerdings die eigene Zahnhartsubstanz aufgrund von Karies, Trauma oder nach Entfernung alter Restaurationen keine ausreichende Retention für den Aufbau, so erfüllt der Stift die Aufgabe, zusätzliche Retention für das Aufbaumaterial zu schaffen [22, 36, 50, 108].

Somit wird die Entscheidung über die Indikation eines Stiftes und auch der anschließenden Restauration anhand der klinischen Situation für jeden Zahn individuell abhängig vom Zerstörungsgrad der Krone gefällt. Dies führte zur Notwendigkeit, allgemeingültige Richtlinien zur Einteilung des Destruktionsgrades zu definieren.

In der gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ zum „Aufbau endodontisch behandelter Zähne“ [36] wurden drei Zerstörungsgrade definiert und Richtlinien für die weitere Versorgung beschrieben:

- Ein *geringer* Destruktionsgrad liegt bei reiner Präparation der Zugangskavität und zirkulär stabilen Kronenwänden vor, bei Frontzähnen zusätzlich kleiner approximaler Kavitäten. Die Kavität kann hier mit einer Kompositfüllung versorgt werden.

- Bei einem *mittleren* Destruktionsgrad endodontisch behandelter Frontzähne liegt zusätzlich zu approximalen Kavitäten die Zerstörung der bukkalen oder oralen Wand mit Einbeziehung der Schneidekante vor. Sowohl eine Kompositfüllung als auch die Überkronung des Zahnes kommen als Restaurationen in Frage. Bei einer Überkronung kann dann auf einen Wurzelstift verzichtet werden, wenn die Restzahnhartsubstanz ausreichend Retention für die Aufbaufüllung bietet.

Im Seitenzahnbereich liegen bei Zähnen mit mittlerem Zerstörungsgrad zusätzlich zur Zugangskavität proximale Defekte vor. Bei ansonsten stabilen Kavitätenwänden können diese Zähne mit Hilfe der Adhäsivtechnik und einer Kompositfüllung oder einem Keramikinlay versorgt werden, wobei keine genauen Angaben über die minimal nötigen Wandstärken des noch vorhandenen Dentins gemacht werden. Es können aber auch indirekte Restaurationen aus Gold oder Keramik mit

Höckerüberkuppelung oder auch eine Vollkrone angefertigt werden. Ein Stift dient auch hier nur zur eventuell notwendigen Retentionssteigerung von Aufbaufüllungen.

- Bei einem *starken* Destruktionsgrad ist der Substanzverlust der klinischen Krone so groß, dass zusätzliche Retention für die Aufbaufüllung durch einen Stift geschaffen werden sollte.

Um die verbleibenden Dimensionen der Dentinwände abschätzen zu können, sollte die Kronenpräparation vor Setzen des Wurzelstiftes vorgenommen werden.

In einer Studie von Blankenstein et al. [16] zur Erfassung des klinischen Erhaltungsgrades endodontisch behandelter Zähne wurde vorgeschlagen, nicht nur die Anzahl der erhaltenen Dentinwände, sondern zusätzlich auch deren Restwandstärke, die Höhe der einzelnen Wände und die Aufweitung des Wurzelkanals infolge der endodontischen Maßnahmen zu erfassen. Hierbei wird nur eine mindestens 1 mm dicke Kavitätenwand als erhaltene Wand berücksichtigt.

## 3.2. Einteilung der Stiftstumpfaufbauten

### 3.2.1. Herstellungsverfahren

Stiftsysteme können nach der Art ihrer Herstellungstechnik in individuelle, halbkonfektionierte und vollkonfektionierte Systeme unterteilt werden [141].

Bei der individuellen, indirekten Herstellungstechnik folgen nach der Präparation des Wurzelkanals, welche ohne Norminstrumente vorgenommen wird, die Abformung und Modellherstellung im Labor mit anschließender Fertigstellung des Stiftstumpfaufbaues.

Eine weitere Möglichkeit der individuellen, indirekten Vorgehensweise besteht darin, die Modellation des Stiftstumpfaufbaues aus ausbrennbarem Kunststoff im Mund des Patienten vorzunehmen, woran sich die Umsetzung und Fertigstellung des Stiftstumpfaufbaus im Labor anschließt [65].

Auch eine alleinige individuelle, direkte Modellation aus plastischen Materialien, unter anderem aus Komposit, ist möglich.

Bei den halbkonfektionierten Stiftaufbausystemen wird der Wurzelkanal mit Normbohrern präpariert, welche zu den verwendeten Stiften formkongruent sind.

Es besteht auch hier zum einen die Möglichkeit der indirekten Herstellung, wobei nach Abformung mit Hilfe konfektionierte Hilfsteile der Stiftstumpfaufbau im Labor über die Lost-Wax-Technik fertiggestellt wird.

Zum anderen kann bei Verwendung halbkonfektionierte Systeme auch ein definitiver plastischer Aufbau an einen konfektionierten Stift direkt im Mund des Patienten anmodelliert werden, wobei vorzugsweise Komposit zur Anwendung kommt [24, 61, 108].

Die vollkonfektionierte Systeme verfügen über genormte Stiftstumpfaufbauten, welche allerdings noch zur Mundsituation passend präpariert werden müssen.

### 3.2.2. Wurzelstiftdesign

Generell lassen sich die aktiven von den passiven Wurzelstiftsystemen unterscheiden.

Bei Verwendung aktiver Systeme erfolgt das Setzen durch direktes Einschrauben in den Wurzelkanal, während die passiven Stifte und Schrauben erst nach Normbohrung bzw. Vorschneiden eines Gewindes eingesetzt werden.

Aktive Schrauben zeigen zwar eine höhere Retention als passive Stifte, jedoch setzen sie die Zahnwurzel beim Eindrehen unkontrollierten Spannungen aus, welche zu Dentinfrakturen führen können [19, 39].

Bei den ebenfalls sehr retentiven Schrauben mit passivem, also vorgeschrittenem Gewinde sollten Zementabflussrillen vorhanden sein, um die beim Befestigen entstehenden Spannungen zu minimieren. Außerdem muss beim Vorschneiden des Gewindes in Millimeterschritten vorgegangen werden, um die Gefahr von Wurzelsprengungen zu verringern.

Bezüglich der Form der Wurzelstifte muss zwischen parallel, konisch und zylindro-konisch, sowie Stufenzylindern und Wurzelkanalschrauben unterschieden werden.

Bei Gegenüberstellung der verschiedenen Stiftformen lassen sich für jede Form Vor- und Nachteile erkennen.

Mit parallelen Stiften lässt sich im Vergleich zu konischen eine höhere Retention erzielen [136], allerdings wird die Wurzel im apikalen Teil stärker geschwächt, da bei der Präparation des Wurzelkanallumens mehr Zahnhartsubstanz geopfert werden muss. Das Risiko einer Perforation im apikalen Bereich ist somit erhöht [97].

Konische Stifte zeigen zwar bei Präparation eines Kastens geringere Retentionswerte, doch ist aufgrund ihres anatoformen Designs das Perforationsrisiko verringert. In einigen Studien wurde ein höheres Risiko für Wurzelfrakturen bei Verwendung konischer Stifte diskutiert, was auf einen möglichen Keileffekt zurückgeführt wird [25, 135]. Andere Autoren konnten keine gehäuften Retentionsverluste bei Verwendung konischer Stifte und keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Spannungsverteilung in der Wurzel bei konischen respektive parallelen Stiften mit adäquater Länge finden [8, 63, 148].

Der diskutierte Keileffekt stellt auch einen Nachteil der zylindro-konischen Stifte dar, die aber eine bessere Retention als rein konische und eine geringere Perforationsgefahr als parallele Stifte zeigen.

Die Quarzfaserstifte DT Light SL weisen ein sog. Endo-Design auf, welches sich durch zwei verschiedenen Konizitäten in einem Stift auszeichnet. Bei dieser auch als Double-Taper-Design bezeichneten Stiftform wird versucht bei möglichst substanzschonender Präparation im apikalen Bereich einen optimalen wandständigen Sitz des Stiftes im gesamten Kanalverlauf zu erreichen. Somit kann auch bei weiten koronalen Kanallumina eine bessere Formkongruenz erreicht werden [145].

STIFFORM	VORTEILE	NACHTEILE
Zylindrisch	Retention	Höhere Perforationsgefahr Apikaler Substanzverlust
Konisch	Anatomische Form Substanzschonung	Geringere Retention mit Kasten Keileffekt ohne Kasten
Zylindrokonisch	Anatomische Form Retention Substanzschonung	Keileffekt ohne Kasten
Stufenzylinder	Anatomische Form Retention Substanzschonung	Aufbereitung schwierig
Schrauben	Retention	Erhöhte Frakturgefahr für Zahn

Tabelle 1: Vor- und Nachteile der verschiedenen Stiftformen (modifiziert nach Kaelin und Schärer [72])

### 3.3. Stiftlänge

Es wurden verschiedene Untersuchungen zur Ermittlung der optimalen Stiftlänge durchgeführt, wobei höhere Frakturnraten bei Verwendung kurzer Stifte beobachtet wurden [63, 133].

Allerdings ist die Stiftlänge durch die Notwendigkeit limitiert, 3 - 5 mm des apikalen Anteils der Wurzelkanalfüllung zu belassen. Dieser apikale Verschluss wird gefordert, um eine ausreichende Abdichtung zu gewährleisten und somit das Risiko eines Misserfolgs durch apikales Microleakage, also das Eindringen von Flüssigkeit und Bakterien aufgrund einer undichten Wurzelkanalfüllung, zu minimieren [2, 152].

Eine optimale Kraftverteilung ist erreicht, wenn die Stiftlänge zwei Drittel der Wurzellänge beträgt [14, 27]. Wenn dies aus anatomischen Gründen unmöglich ist, sollte die Länge des Stiftes mindestens noch so lang gewählt werden, dass sie betragsgleich mit der klinischen Krone des zu restaurierenden Zahnes ist [138].

### 3.4. Stiftdurchmesser

Auch bezüglich des zu wählenden Stiftdurchmessers gibt es verschiedene Richtlinien.

STERN und HIRSHFELD [137] postulierten, dass der optimale Stiftdurchmesser ein Drittel des Durchmessers der Wurzel betragen soll. Andere Autoren empfehlen den Stift so zu wählen, dass zirkulär noch mindestens 1 mm Restdentinstärke verbleibt [89]. Nach Meinung weiterer Autoren soll der Stiftdurchmesser im Hinblick auf die Substanzschonung und Erhöhung des Frakturwiderstandes des Zahns so klein wie für eine ausreichende Retention gerade notwendig gewählt werden [22, 122]. Nach diesem Ansatz sollte die Stiftlänge gerade so groß sein, dass der Stift im gesunden Dentin verankert ist [116].

### 3.5. Koronale Präparation und „ferrule-effect“

Eine Vorpräparation der koronalen Restzahnhartsubstanz sollte bereits vor der Präparation des Wurzelkanales durchgeführt werden, um anhand der verbliebenen Restzahnhartsubstanz die Entscheidung über die Indikation eines direkt oder indirekt hergestellten Stumpfaufbaues fällen zu können. Falls der Stumpfaufbau direkt aus Komposit anmodelliert wird, so muss die anschließende Kronenpräparation diesen Aufbau um mindestens 1 mm fassen. [112].

Falls der Zahn mit einem indirekt angefertigten Stiftstumpfaufbau restauriert wird, so ist es erforderlich, dass der Aufbau auf der Wurzeloberfläche abgestützt wird, um eine Keilwirkung des Stiftes auf die Zahnwurzel zu verhindern. Nach Anlegen der zirkulären Kronenpräparation erfolgt die Präparation eines nicht rotationssymmetrischen Kastens im Kanaleingang als Rotationsschutz und zur eindeutigen Positionierung. Nach Anlage dieses Kanalinlays darf die zirkulär verbliebene Restdentinstärke 1 mm nicht unterschreiten [126].

Eine signifikante Steigerung der Frakturfestigkeit konnte bei zirkulärer Restdentinfassung auch in der Vertikalen, also der Restdentinhöhe, verzeichnet werden, worunter das sogenannte „ferrule-design“ verstanden wird. SORENSEN und ENGELMANN [134] fanden bei einer gefassten Dentinhöhe von 1 mm eine Verdopplung der Frakturfestigkeit gegenüber Zähnen, welche ohne zirkuläre Dentinfassung restauriert wurden. Andere Studien ermittelten die besten Ergebnisse bei Restdentinhöhen zwischen 1,5 und 2 mm [69, 154].

Auch NOTHDURFT [100] fand die signifikant niedrigsten Bruchlastwerte für die Prüfgruppe ohne zirkuläre Dentinfassung.

### 3.6. Anforderungen an einen optimalen Wurzelstift

Folgende Anforderungen sollten an einen Wurzelkanalstift gestellt werden:

- Formkongruenz des Stiftes mit dem Wurzelkanallumen [62]
- Ausreichende Retention des Stiftes im Wurzelkanal zum Schutz vor vertikal einwirkenden Abzugskräften (Stiftlänge, Stiftdurchmesser)
- Zuverlässige Retention des Stumpfaufbaumaterials am Wurzelkanalstift
- Sicherung des Aufbaues gegen Rotation durch Schaffung einer Widerstandsform zum Schutz vor seitlich angreifenden und Rotationskräften (ferrule-effect, intrakoronale asymmetrische Kanalerweiterung)
- Biokompatibilität
- Ästhetische Lichtleitungseigenschaften
- Hohe mechanische Festigkeit
- Beständigkeit im Mundhöhlenmilieu
- Unproblematische Entfernbarkeit bei möglichen Misserfolgen
- Möglichkeit der Wiederversorgung eines Zahnes nach einem Misserfolg

(erweitert nach WIRZ und CHRIST [150], SCHWARTZ und ROBBINS [126])

### 3.7. Stumpfaufbaumaterialien und definitive Restauration

Wenn aufgrund eines sehr starken Zerstörungsgrades der Zahnkrone ein indirekter Stiftstumpfaufbau angefertigt wird, stehen sowohl metallische als auch vollkeramische Systeme zur Wahl. Aufgrund der günstigen Eigenschaften der modernen Hochleistungskeramiken bezüglich Korrosionsresistenz und Biokompatibilität, Ästhetik und zahnhartsubstanzähnlichen Lichtleitungseigenschaften ist ihr Einsatz insbesondere im sichtbaren Bereich unter vollkeramischen Restaurationen von Vorteil [100].

Besteht die Möglichkeit einer direkten Versorgung mit halbkonfektionierten Stiften sind Komposite, Kompomere, Glasionomerzemente und Amalgame als plastische Aufbaumaterialien denkbar. Glasionomerzemente, sowohl konventionelle als auch kunststoffmodifizierte, zeichnen sich durch eine geringere Druck- und Biegefestigkeit im Vergleich zu den Kompositen und Amalgamen aus. Außerdem erreichen die Glasionomerzemente trotz chemischer Verbindungen zur Zahnhartsubstanz nicht die Haftfestigkeit der Komposite in Verbindung mit modernen Adhäsivsystemen an Schmelz und Dentin [48, 59, 126].

Bei den Amalgamen überwiegen die negativen Eigenschaften. Hierzu zählen die schlechte Ästhetik, die Gefahr von Gingivatätowierungen während der Kronenpräparation, sowie die fehlende Haftung an den Zahnhartsubstanzen, die somit keine Stabilisierung der erhaltenen Dentinwände ermöglicht. Die direkte Kronenpräparation unmittelbar nach Legen der Aufbaufüllung ist nicht möglich, außerdem wird das Auftreten galvanischer Ströme in der Mundhöhle bei Kontakt mit anderen Metallen diskutiert [22].

Kompomere zeichnen sich durch die Eigenschaft aus, nach initialer Polymerisationsschrumpfung in der Folgezeit Feuchtigkeit aufzunehmen und somit zu expandieren. Hierdurch besteht die Gefahr, dass ein mit einer metallbasierten Krone restaurierter Zahn gesprengt werden kann oder eine vollkeramische Restauration frakturiert. Aus diesem Grund sind Kompomere als Aufbaufüllungsmaterial für großflächige Aufbaufüllungen eher kontraindiziert [12, 115].

In Verwendung mit modernen Adhäsivsystemen zeichnen sich Komposite durch eine gute Haftung an der Zahnhartsubstanz aus. Ferner besitzen sie eine verhältnismäßig hohe Druck-, Zug- und Biegefestigkeit [59], eine geringe Löslichkeit, sind zahnfarben und direkt nach der Applikation beschleifbar. Die Kompositaufbauten zeigten bei In-vitro-Untersuchungen die geringsten Misserfolgsraten und besten Frakturfestigkeiten [48, 66, 109]. Als nachteilig sind allerdings die Polymerisationsschrumpfung der Komposite und ihre sehr techniksensitive Verarbeitung anzusehen, welche ein absolut trockengelegtes Arbeitsfeld erfordert.

Die Entscheidung, welche definitive Restauration für einen endodontisch behandelten Zahn indiziert ist, wird anhand des Zerstörungsgrades der anatomischen Krone, der zu erwartenden Belastung des Zahnes und der prothetischen Gesamtplanung gefällt [108].



Allerdings existieren bezüglich der Notwendigkeit, Zähne mittleren Zerstörungsgrades mit einer höckereinfassenden indirekten Restauration zu versorgen oder sie direkt mit Hilfe der Adhäsivtechnik und Kompositfüllungen restaurieren zu können, unterschiedliche Meinungen.

So wurden in einer retrospektiven Studie von MANNOCCI et al. [92] bei einem Nachuntersuchungszeitraum von drei Jahren bei Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad eine Gruppe von 60 Zähnen mit Karbonfaserstiften und direkten Kompositfüllungen versorgt. In einer zweiten Gruppe erhielten 57 Zähne Karbonfaserstifte, Kompositaufbauten und Metallkeramikronen. Es wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Misserfolgsraten zwischen beiden Gruppen gefunden. Die einzigen Misserfolge wurden in Form der Dezementierung von drei Stiften und vier klinisch respektive radiologisch erkennbaren Randspaltbildungen im 2. und 3. Nachuntersuchungsjahr beobachtet. Die Misserfolge führten die Autoren auf die Flexibilität der verwendeten Faserstifte zurück, welche zu der beobachteten Randspaltbildung geführt haben und aufgrund des entstandenen „Microleakage“ die Dezementierung der Stifte bewirkten.

In einer retrospektiven 10-Jahres-Studie von AQUILINO und CAPLAN [6] hingegen wurde bei nicht überkronten endodontisch behandelten Zähnen eine sechsmal so große Verlustrate im Vergleich zu den überkronten Zähnen beobachtet. Allerdings reicht der Beginn der Studie in das Jahr 1985 zurück, was einen Vergleich mit der heute angewandten Adhäsivtechnik limitiert.

PANITVISAI und MESSER [105] führten an 13 unteren Molaren Untersuchungen bezüglich der lateralen Auslenkung der mesialen, mit 100 N belasteten Höcker nach Präparation von MO- und MOD-Kavitäten und einer zusätzlichen endodontischen Zugangskavität durch. Mit steigender Kavitätengröße nahm auch die Auslenkung der Höcker zu, den Maximalwert von 10 µm fanden die Autoren nach anschließender Präparation der endodontischen Zugangskavität.

HANNIG et al. [53] untersuchten die Bruchlast von Oberkieferprämolaren, welche mit dreiflächigen CAD/CAM Keramikinlays restauriert wurden. Je 15 Zähne wurden entweder ausschließlich mit dreiflächigen CAD/CAM Keramikinlays (CEREC) restauriert oder zusätzlich vorab endodontisch behandelt und wurzelkanalgefüllt. 15 unversehrte Prämolaren dienten als Kontrollgruppe. Nach 1.445 Zyklen Thermocycling zwischen 5 °C und 55 °C folgte der statische Bruchtest im 35°-Winkel zur Zahnachse. Für die unversehrten Zähne wurde eine durchschnittliche Bruchlast von 296,5 N ermittelt, die endodontisch behandelten Zähne zeigten Bruchlastwerte von 291,6 N im Mittel, in der Gruppe mit Keramikinlays ohne Wurzelkanalbehandlung wurden durchschnittliche Bruchlastwerte von 363,2 N beobachtet, die Unterschiede zwischen den drei Versuchsgruppen waren statistisch nicht signifikant. In der Gruppe der endodontisch behandelten Zähne wurden allerdings signifikant mehr gravierende Frakturverläufe im Vergleich zur Kontrollgruppe beobachtet, der Unterschied zur Inlaygruppe ohne Wurzelkanalbehandlung war statistisch nicht signifikant.

### 3.8. Stiftstumpfaufbaumaterialien

#### 3.8.1. Metallische Stiftstumpfaufbauten

Stiftstumpfaufbauten aus Metall können als Goldstandard zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne angesehen werden und werden immer noch von der Mehrzahl der Behandler vorzugsweise eingesetzt [99]. Allerdings müssen eine Reihe negativer Eigenschaften dieser Systeme berücksichtigt werden. So wurden Korrosionserscheinungen in der Mundhöhle beobachtet, welche von Zahn- und Gingivaverfärbungen über einen Metallgeschmack der Patienten bis hin zur Zerstörung von Zahnhartsubstanzen und Parodont reichten [150]. WIRZ und CHRIST wiesen für Messing, Chromstahl und Chrom-Nickel-Stahl korrosive Eigenschaften nach, wodurch deren Anwendung im Wurzelkanal obsolet ist. Keine Korrosionserscheinungen wurden für Titan und Titanlegierungen, hochgoldhaltige Legierungen, sowie Cr-Co-Legierungen beobachtet [150].

Heute wird die Verwendung von Titan, Gold-Platin-Legierungen sowie Gold-Iridium-Legierungen empfohlen [36].

Die Entstehung galvanischer Ströme in der Mundhöhle bei Vorhandensein von Metallen mit unterschiedlichen Elektronegativitäten bei verschiedenen Restaurationen eines Patienten kann dennoch nicht ganz ausgeschlossen werden.

Ein weiterer Nachteil ist, dass durch die Verwendung metallischer Stiftstumpfaufbauten im Frontzahnbereich in Verbindung mit vollkeramischen Restaurationen ein optimales Ergebnis hinsichtlich der Ästhetik schwer realisierbar ist. Die zahnhartsubstanzähnlichen Transluzenzeigenschaften von Vollkeramikkrone können in Kombination mit metallischen Stiftstumpfaufbauten infolge veränderter Lichtleitungseigenschaften nicht mehr wirken.

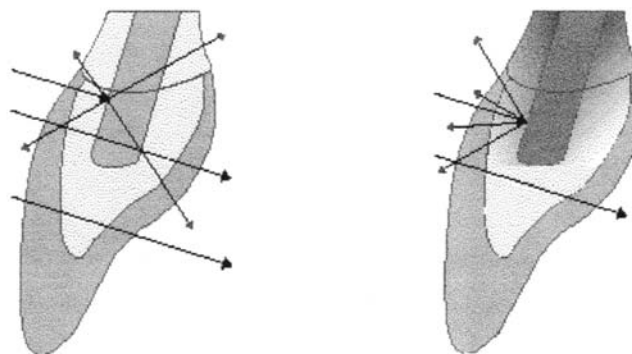


Abbildung 1: Vergleich der Lichtreflexion bei Verwendung eines Keramik-Wurzelstiftes (links) und eines Metallstiftes (aus [70])

Auch mögliche bläuliche Verfärbungen der marginalen Gingiva können eine ästhetische und natürliche Wirkung negativ beeinträchtigen [131].

Für metallische Stiftstumpfaufbauten wurden in In-vitro-Studien hohe Bruchlasten weit über 1000 N ermittelt, allerdings resultierten in den meisten Untersuchungen irreparable Wurzelfrakturen, was im klinischen Fall eine Extraktion nach sich zieht [26, 93, 129]. Eine Erklärung für diese Ergebnisse sehen einige Autoren in der Festigkeit, dem hohen E-Modul und der Verbiegung metallischer Stiftstumpfaufbauten unter Belastung, wodurch Kraftspitzen auf einzelne Dentinareale übertragen werden und zu Frakturen führen können [8, 41].

ZHI-YUE und YU-XING [154] verglichen die Bruchlasten von gegossenen Stiftstumpfaufbauten aus der NEM-Legierung Remanium CS und den halbkonfektionierten rostfreien Stahlstiften des Parapost-Systems mit Kompositaufbauten. Je 12 mittlere OK-Inzisivi wurden auf diese Weise restauriert und anschließend mit Metallkeramikronen versorgt. Die Stifte und Kronen wurden mit Zinkoxidphosphatzement befestigt. Die mittlere Bruchlast der mit gegossenen Stiftstumpfaufbauten restaurierten Probekörper war mit 1793,59 N signifikant größer als die der Stahlstifte mit einem Wert von 994,94 N. Bezüglich des Bruchmodus wurden in beiden Gruppen entweder Kronen- oder Wurzelfrakturen im apikalen Wurzeldrittel ermittelt.

Eine Studie von ISIDOR und BRONDUM [67] ermittelte die Frakturwiderstände von gegossenen konischen Stiftstumpfaufbauten (Gruppe I) aus einer Silber-Palladium-Legierung im Unterschied zu halbkonfektionierten parallelen Titanstiften des Parapost-Systems mit Kompositaufbauten (Gruppe II) unter zyklischer mechanischer Belastung. Alle Stifte und die hergestellten Vollgusskronen wurden mit Phosphatzement befestigt und die Prüfkörper im 45°-Winkel mit einer Kraft von 250 N 2-mal je Sekunde zyklisch belastet. Alle 10 Zähne der ersten Gruppe und 9 der 11 Zähne der zweiten Gruppe zeigten nach Abschluss von 1.000.000 Zyklen Wurzelfrakturen. Der ermittelte höhere Frakturwiderstand der Prüfkörper der zweiten Prüfgruppe war statistisch signifikant.

ROSENTRITT et al. [123] verglichen die In-vitro-Bruchlast metallischer und zahnfarbener Stiftstumpfaufbauten. Im ersten Teil der Untersuchung wurden 42 mittlere OK-Inzisivi in sechs Prüfgruppen zu je 7 Zähnen aufgeteilt und mit Stiftstumpfaufbauten ohne Kronen restauriert. Eine der Gruppen erhielt gegossene Stiftstumpfaufbauten einer Edelmetalllegierung, welche mit Zinkoxidphosphatzement eingesetzt wurden. Die Zähne einer zweiten Prüfgruppe wurden mit Titanstiften und Kompositaufbauten aus Tetric Ceram rekonstruiert, die Titanstifte wurden nach Silikatisierung und Silanisierung mit Hilfe des Rocatec-Systems adhäsiv mit Variolink eingesetzt. Nach thermomechanischer Alterung der Probekörper folgte die statische Belastung zum Bruch in einer Universalprüfmaschine. Die mit Titanstiften und Kompositaufbau versorgten Zähne zeigten mit etwa 480 N im Mittel eine signifikant größere Bruchlast als die gegossenen Stiftstumpfaufbauten mit einer Bruchlast von etwa 240 N im Mittel.

In einer Untersuchung von HEYDECKE et al. [61] zur Ermittlung der Frakturwiderstände bei zyklischer Belastung und der Bruchlast verschiedener konischer Stiftstumpfaufbausysteme wurden unter anderem halbkonfektionierte hochgoldhaltige Stifte mit angegossenen hochgoldhaltigen Stumpfaufbauten und halbkonfektionierte Titanstifte mit Kompositaufbauten getestet. Alle Stifte wurden adhäsiv mit Panavia 21 befestigt und die je 16 mittleren OK-Inzisivi der Prüfgruppen anschließend mit NEM-Kronen versorgt. Die Prüfkörper wurden zunächst einer mechanischen Belastung von 1,2 Millionen Zyklen im Kausimulator mit gleichzeitigem Thermocycling zwischen 5 °C und 55 °C ausgesetzt. Hierbei ergaben sich Überlebensraten von 93,8 % für die Prüfkörper mit Titanstiften und Kompositaufbauten und 87,5 % für jene mit Goldstiften und angegossenen Stiftstumpfaufbauten. Im anschließenden statischen Bruchtest wurden die restlichen Prüfkörper unter 130°-Krafteinleitung bis zum Bruch belastet. Es ergab sich eine durchschnittliche Bruchlast von 450 N für die Titanstifte mit Kompositaufbauten und von 408 N für die hochgoldhaltigen Stiftstumpfaufbauten.

Bei den mit Titanstiften versorgten Zähnen lagen 13 Frakturen im koronalen Wurzel Drittel und wurden als reparable Misserfolge eingestuft. Drei irreparable Frakturen im mittleren oder apikalen Drittel traten auf. In der Gruppe der gegossenen Stiftstumpfaufbauten wurden elf reparable und fünf irreparable Frakturen ermittelt. Die Unterschiede zwischen diesen beiden Prüfgruppen waren statistisch nicht signifikant.

### 3.8.2. Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte

Wurzelstifte bestehend aus in einer Epoxidharzmatrix eingebetteten Karbonfasern wurden Ende der achtziger Jahre eingeführt [80]. Diese Wurzelstifte bestehen zu 64 % aus unidirektional verlaufenden Karbonfasern, welche lang gestreckt in Richtung der Längsachse des Stiftes in einer die Fasern bindenden Epoxidharzmatrix verlaufen. Die Stifte verhalten sich anisotrop, was bedeutet, dass sich die Beanspruchbarkeit des Materials in Abhängigkeit zum Belastungswinkel verändert. Des Weiteren ist sie von der Faserart und von der Ausrichtung der jeweiligen Fasern abhängig. Im Fall der Karbonfaserstifte liegt bei einem Kraftangriff im 90°-Winkel zur Stiftachse das E-Modul des Stiftes bei 8 GPa. Tritt eine Belastung in einem Winkel zwischen 20° und 45° zur Stiftachse auf, so bewegt sich das E-Modul zwischen 18 GPa und 30 GPa und kommt somit dem E-Modul des Dentins mit 18,6 GPa sehr nahe. Erfolgt ein Kraftangriff im Winkel von 0°, also längs zur Stiftachse, bewegt sich das E-Modul zwischen 100 GPa und 110 GPa. Des Weiteren zeichnen sie sich durch eine hohe Biegefestigkeit von 1600 MPa und eine Druckfestigkeit von 440 MPa aus [33]. Der Vorteil faserverstärkter Kunststoffstifte gegenüber metallischen Wurzelkanalstiften wurde vor allem darin gesehen, dass aufgrund des ähnlichen Elastizitätsmoduls der Stifte mit dem des Dentin und durch die adhäsive Befestigung der Stifte im Wurzelkanal eine Einheit zwischen Zahn, Befestigungskomposit und Stift geschaffen werden kann [33]. Eine gleichmäßigere Verteilung der Kräfte auf den Zahn mit der Vermeidung von Kraftspitzen sollte die Gefahr von Wurzelfrakturen verringern. Einige In-vitro-Studien zeigten außerdem im Fall eines Misserfolges bei Verwendung faserverstärkter Stifte ein

günstigeres Frakturverhalten im Vergleich zu metallischen Stiftstumpfaufbauten. So bestünde im klinischen Fall bei den häufig im koronalen Bereich gelegenen Frakturverläufen die Möglichkeit, einen solchen Zahn zu erhalten und wieder zu restaurieren [3, 41, 80, 93]. Weitere Vorteile werden in der leichteren Entfernbarkeit von faserverstärkten Kunststoffstiften im Vergleich zu metallischen und keramischen Stiften insbesondere unter dem Aspekt der Rekonstruktionsmöglichkeiten im Fall eines klinischen Misserfolgs gesehen [26, 41]. Zusätzlich weisen die Stifte eine sehr gute Biokompatibilität auf [143]. Allerdings sind ihre schwarze Farbe und die fehlende Radioopazität bedeutsame Nachteile. Die Stumpfaufbauherstellung erfolgt in der Regel mit Komposit direkt im Mund des Patienten. Die Stiftbefestigung wird mit Hilfe eines Befestigungskomposites und entsprechender Adhäsivsysteme vorgenommen.

Es wurden vielfältige In-vitro-Studien aber auch klinische Untersuchungen zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne mit Karbonfaserstiften durchgeführt.

Bezüglich der Verbesserung der Retention von Karbonfaserstiften im Wurzelkanal und des Kompositaufbaus am Stift durch Abstrahlen der Stiftoberfläche existieren unterschiedliche Ergebnisse. Während QUINTAS et al. [117] eine Retentionserhöhung des Kompositaufbaus bei sandgestrahlten Karbonfaserstiften ermittelten, stellten DRUMMOND et al. [29] eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit sandgestrahlter Karbonfaserstifte am Wurzelkollagen nach thermomechanischer Alterung fest. BABENHAUSERHEIDE [13] ermittelte in ihrer Dissertation schlechtere Bruchlastwerte für korundgestrahlte Karbonfaserstifte im Vergleich zu unbehandelten Stiften. Bei den In-vitro-Untersuchungen zur Ermittlung der Bruchlasten verschiedener Stiftsysteme ergab sich für die nicht korundgestrahlten Karbonfaserstifte ein Bruchlastwert von 382,3 N, während in der Gruppe der abgestrahlten Stifte ein signifikant geringerer Bruchlastwert von 213,8 N ermittelt wurde. Die Stifte beider Versuchsgruppen wurden adhäsiv mit Panavia F befestigt.

ISIDOR et al. [68] ermittelten einen signifikant höheren Frakturwiderstand für die Prüfkörper einer In-vitro-Untersuchung, welche mit Karbonfaserstiften und Kompositaufbauten restauriert wurden im Vergleich zu den Ergebnissen ihrer 1992 durchgeführten Studie mit metallischen Stiften [67]. Die Karbonfaserstifte wurden adhäsiv befestigt und alle 14 Zähne erhielten mit Zinkoxidphosphatzement eingesetzte Vollgusskronen. Die Prüfkörper wurden anschließend im 45°-Winkel zweimal je Sekunde mit 250 N dynamisch belastet. Bei vier Prüfkörpern wurden inkomplette longitudinal verlaufende Wurzelfrakturen festgestellt, welche als Misserfolge gewertet wurden. Absolute Frakturen traten keine auf.

DRUMMOND und BAPNA [31] ermittelten die Biegefestigkeit verschiedener faserverstärkter Kunststoff- und Keramikstifte vor und nach thermischer Wechselbelastung. Die vor Thermocycling gefundene 3-Punkt-Biegefestigkeit war für die Karbonfaserstifte mit 1492 MPa am höchsten. Thermocycling verursachte eine signifikante Abnahme der Biegefestigkeit der faserverstärkten Stifte

um 11-24 %, wobei für die Karbonfaserstifte 1332 MPa ermittelt wurden. Im Vergleich dazu nahm die Biegefestigkeit der getesteten Zirkondioxidstifte nur um 2 % von 1201 MPa vor Thermocycling auf 1176 MPa nach Thermocycling ab.

In einer In-vitro-Studie von MARTINEZ-INSUA et al. [93] wurden je 22 Prämolaren entweder mit Karbonfaserstiften und Kompositaufbauten (Gruppe I) oder mit gegossenen Stiftstumpaufbauten einer Edelmetalllegierung (Gruppe II) versorgt. Alle Stifte wurden adhäsiv mit Panavia 21 befestigt. Die anschließend angefertigten NEM-Kronen wurden mit Ketac-Cem eingesetzt. Die Prüfkörper wurden im 45°-Winkel bis zum Bruch belastet und eine mittlere Bruchlast von 1037 N in Gruppe I respektive 2027 N in Gruppe II ermittelt. In der ersten Versuchsgruppe frakturierte nur ein Prüfkörper bei ansonsten reparablen Misserfolgen der übrigen 21. In Gruppe II hingegen frakturierten 20 der 22 Prüfkörper irreparabel.

FERRARI et al. [41] untersuchten in einer retrospektiven klinischen 4-Jahres-Studie 200 endodontisch behandelte Zähne mit starkem Zahnhartsubstanzverlust, wobei zwei verschiedene Restaurationsmöglichkeiten gewählt worden waren. Die 100 Zähne der ersten Gruppe erhielten adhäsiv befestigte Karbonfaserstifte mit Kompositaufbauten und Metallkeramik-Kronen. Die Zähne der zweiten Gruppe wurden mit gegossenen Stiftstumpaufbauten aus einer Edelmetalllegierung und Metallkeramik-Kronen versorgt, die Befestigung der Stiftstumpaufbauten erfolgte hier konventionell mit Zinkoxidphosphatzement. Die klinisch und röntgenologisch durchgeführten Nachuntersuchungen erfolgten nach 6 Monaten, einem Jahr, zwei Jahren und abschließend nach vier Jahren. In der ersten Gruppe mussten nach diesem Zeitraum 3 % der Zähne aufgrund fehlender Mitarbeit der Patienten und 2 % wegen röntgenologisch erkennbarer apikaler Aufhellungen als Misserfolge gewertet werden, woraus sich eine klinische Erfolgsrate von 95 % ergibt. In der zweiten Untersuchungsgruppe erschienen 2 % der Patienten nicht regelmäßig zur Nachuntersuchung, 2 % der Kronen zeigten Retentionsverluste, 3 % apikale Aufhellungen und 9 % Wurzelfrakturen, sodass eine klinische Erfolgsrate von 84 % errechnet wurde. Die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen waren statistisch signifikant.

GLAZER [49] startete 1995 eine prospektive Studie zur Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne mit mehr als 50 % koronalem Zahnhartsubstanzverlust, welche mit Karbonfaserstiften, Kompositaufbauten und Metallkeramik-Kronen restauriert wurden. Es wurden 59 Stifte bei 47 Patienten eingesetzt und bis zu 45 Monate lang nachuntersucht (28 Monate im Mittel), die Ergebnisse von 52 Zähnen bei 42 Patienten konnten in die Analyse aufgenommen werden. Es wurde eine Misserfolgsrate von 7,7 % ermittelt, wobei 2 periapikale Aufhellungen und je ein Retentionsverlust an einer Krone und einem Stumpaufbau auftraten.

### 3.8.3. Glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte

Aufgrund der schwarzen Farbe der Karbonfasern und der somit stark eingeschränkten Ästhetik von Restaurationen im sichtbaren Bereich wurden neue faserverstärkte Kunststoffstifte entwickelt. An die Entwicklung von Karbonquarzfaserstiften, deren Karbonfasern von Quarzfasern umhüllt waren (AEstheti Posts, RTD, Grenoble, F) schloss sich schließlich die von reinen quarzfaserverstärkten (AEstheti Plus Posts, RTD, Grenoble, F) und glasfaserverstärkten Kunststoffstiften (Vectris Post, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) an. Neben den optimierten ästhetischen Eigenschaften ermöglicht die gute Lichtleitungsfähigkeit dieser Stifte auch eine Aushärtung des Befestigungskunststoffes in tiefen Bereichen des Wurzelkanals mittels UV-Strahlung. Durch Silanisierung der Glas- und Quarzfasern wird ein guter Verbund mit der Epoxidharzmatrix erreicht, da die funktionellen Methacrylatgruppen des Silans mit den Methacrylatgruppen der Matrix kopolymerisieren. Die Glasfasern können aus verschiedenen Glastypeen bestehen. Die am häufigsten verwendete Glasart ist das E-Glass (Electrical Glass), bei welcher die amorphe Glasphase aus einer Mischung von  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und anderen Oxiden der Alkalimetalle bestehen. Das S-Glass (high-strength glass) ist ebenfalls amorph, unterscheidet sich jedoch in seiner Zusammensetzung. Bei den Quarzfaserstiften bestehen die Fasern aus  $\text{SiO}_2$  in kristalliner Form. Dieses Material ist inert und zeichnet sich durch einen niedrigen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) aus [87]. Unterschiede der WAK von Fasern und Matrix müssen im Hinblick auf die Langzeitstabilität des Faser-Matrix-Verbundes berücksichtigt werden (Matrix:  $40\text{-}80 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ; Quarz:  $0,2 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ; Karbonfaser:  $0,4 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ; E-glass:  $8 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ). In einigen In-vitro-Studien wurden die mechanischen Eigenschaften faserverstärkter Kunststoffstifte vor und nach thermischer Wechselbelastung untersucht [30, 31, 87].

LASSILA et al. [87] testeten die 3-Punkt-Biegefestigkeit siebzehn verschiedener faserverstärkter Kunststoffstifte von unterschiedlichen Herstellern und mit verschiedenen Durchmessern vor und nach thermischer Wechselbelastung. Nach Thermocycling wurde eine Abnahme des E-Moduls um ungefähr 10 % beobachtet, die Biegefestigkeit und Bruchlastwerte verringerten sich um etwa 18 %. Außerdem wurde eine signifikante Abnahme der Biegefestigkeit bei steigendem Durchmesser der Stifte ermittelt, wobei jedoch der maximale Bruchlastwert mit steigendem Durchmesser der Stifte zunimmt.

In der o. a. Untersuchung von DRUMMOND et al. [31] wurde je nach Stift eine Abnahme der 3-Punkt-Biegefestigkeit um 11 - 24 % ermittelt.

Die Ursache der verminderten Biegefestigkeit vermuten die Autoren in der Hydrolyse des Silans bei Langzeitbelastung in feuchtem Milieu, welche durch die Unterschiede der WAK von Matrix und Fasern noch verstärkt wurden.

Die Angaben zur Biegefestigkeit glas- und quarzfaserverstärkter Stifte schwanken in der Literatur. So werden zur Biegefestigkeit glasfaserverstärkter Stifte Werte zwischen 740 MPa und 1440 MPa angegeben [31]. Die Biegefestigkeit des Glasfaserstiftes DentinPost liegt laut Hersteller bei 550 MPa, die des Quarzfaserstiftes DT Light Post wird mit 1600 MPa angegeben.

Das E-Modul der faserverstärkten Stifte ist wie oben angeführt vom Kraftangriffswinkel in Bezug zum Faserverlauf abhängig. Bei einem Winkel von 30° zum Faserverlauf wird beispielsweise für die Quarzfaserstifte DT Light Post ein E-Modul von 15 GPa und für die Glasfaserstifte DentinPost ein Wert von 30 GPa angegeben.

Es wurden bisher wenige klinische Studien, sondern hauptsächlich Laboruntersuchungen zu glas- und quarzfaserverstärkten Stiften durchgeführt und es gibt somit noch keine Langzeiterfahrungen zur klinischen Bewährung dieser Materialien:

In einer In-vitro-Studie von AKKAYAN [4] wurden die Bruchlasten unter anderem von glasfaserverstärkten und quarzfaserverstärkten Stiften und von zirkonverstärkten Glasfaserstiften ermittelt. Als Prüfkörper wurden Eckzähne verwendet, alle Stumpfaufbauten bestanden aus Komposit, die prothetische Restauration erfolgte mit NEM-Kronen. Bei einer 2 mm-Ferrule-Präparation wurde für die Quarzfaserstifte mit 1195 N im Mittel die höchste Bruchlast ermittelt, gefolgt von den Glasfaserstiften mit 998,4 N und den zirkonverstärkten Glasfaserstiften mit 986 N. Die Unterschiede zwischen den Prüfgruppen waren statistisch nicht signifikant. Alle zehn, mit Quarzfaserstiften restaurierten Zähne zeigten eine Frakturlinie im oberen Wurzel Drittel, wodurch sich im klinischen Fall die Möglichkeit der Neuversorgung eines solchen Zahnes ergeben würde. Bei den Glasfaserstiften fanden sich acht Frakturen im oberen und zwei im mittleren Wurzel Drittel und bei der Gruppe der zirkonverstärkten Glasfaserstifte sechs Frakturen im oberen und vier im mittleren Wurzel Drittel.

BOSCHIAN PEST et al. [17] untersuchten in Abzugsversuchen die Haftfestigkeiten verschiedener Faserstifte und Befestigungskomposite am Wurzel dentin und ermittelten Haftfestigkeiten von 26,18 MPa im Mittel für Glasfaserstifte und zwischen 28,19 MPa und 30,61 MPa im Mittel für Karbonfaserstifte.

In einer Untersuchung zum Retentionsverhalten verschiedener Stiftsysteme ermittelten HEDLUND et al. [57] für Quarzfaserstifte mit Werten zwischen 201 N und 261 N signifikant höhere Retentionskräfte im Vergleich zu Glasfaserstiften mit 108 N. Die Stifte wurden adhäsiv in Prämolaren befestigt und die Kraft gemessen, welche bei Kraftangriff am apikalen Ende des Stiftes erforderlich war, um den zementierten Stift aus dem Wurzelkanal zu lösen. Für Karbonfaserstifte wurde eine Retentionskraft von 169 N ermittelt.

KAMPE untersuchte in seiner Dissertation [74] den Einfluss fünf verschiedener Befestigungskomposite auf die Retention von Glas- und Quarzfaserstiften im Vergleich zu konventionell zementierten Titanstiften. Für den Glasfaserstift DentinPost wurden die höchsten Abzugskräfte mit Clearfil Core ( $287,4 \pm 29,2$  N) und Panavia 21ex ( $265,1 \pm 44,2$  N) erzielt während der Quarzfaserstift DT Light Post mit Calibra ( $338,2 \pm 46,4$  N) und Panavia F ( $321,7 \pm 40,1$  N) die



höchsten Abzugswerte zeigte. Für die konventionell mit Zinkoxidphosphatzement befestigten Titanstifte wurde eine Abzugskraft von  $315,43 \pm 51,4$  N ermittelt.

EDELHOFF et al. [37] ermittelten in einer In-vitro-Untersuchung die Auszugskräfte der quarzfaserverstärkten Wurzelkanalstifte DT Light bzw. DT light SL. Bei letzteren wird bereits von Seiten des Herstellers der Stift durch eine Silikat-/Silanschicht oberflächenkonditioniert und diese PVD-Beschichtung (PVD: physical vapour deposition) zur Verhinderung von Kontamination und Deaktivierung mit einer Schutzschicht versehen. Die Autoren ermittelten für die neuen DT-Light SL mit 377,6 MPa eine 20-50 % höhere durchschnittliche Auszugskraft im Vergleich zu den unbeschichteten Stiften mit 243,0 MPa, welche mit Prime & Bond NT vorbehandelt wurden. Nach 180 Tagen Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung wurden Werte von 425,8 MPa für die DT light SL und 201,7 MPa für die DT Light Posts mit Prime & Bond Vorbehandlung gemessen. Ohne jegliche Oberflächenvorbehandlung zeigten die unbeschichteten DT Light Posts Auszugskräfte von initial 179,7 MPa und 138,0 MPa nach Wasserlagerung. Weiterhin zeigten die Autoren, dass die Schutzschicht der beschichteten Stifte mit einer Vielzahl der gängigen Befestigungskomposite kompatibel ist, wobei eine durchschnittliche Auszugskraft von 365,7 MPa ermittelt wurde. Auch die Reinigung mit Alkohol nach Stiftkontamination und das Sterilisieren der Stifte im Autoklav wurden getestet und Auszugskräfte von 272,1 MPa bzw. 315,8 MPa ermittelt.

In einer retrospektiven Studie zur klinischen Bewährung faserverstärkter Stifte von FERRARI et al. [42] wurden insgesamt 1304 faserverstärkte Stifte gesetzt, davon 840 Karbonfaserstifte, 215 quarzfasermantelnde Karbonfaserstifte und 249 Quarzfaserstifte. Die Stifte wurden adhäsiv mit Hilfe vier verschiedener Komposite befestigt, der Nachuntersuchungszeitraum der Karbonfaserstifte lag im Mittel bei 46 Monaten, die beiden anderen Gruppen wurden im Mittel 13 und 14 Monate nachuntersucht.

Insgesamt zeigte sich bei den 1304 Zähnen eine Misserfolgsrate von 3,2 %, wobei 25 Zähne einen Retentionsverlust der Stifte bei der Entfernung von Provisorien zeigten und an 16 Zähnen röntgenologisch apikale Aufhellungen erkennbar wurden. Bei den verwendeten Adhäsiven/Befestigungskompositen zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich der Anzahl der Retentionsverluste.

In einer prospektiv geführten klinischen Studie von Malferrari et al. [90] wurde die Misserfolgsrate endodontisch behandelter Zähne mit adhäsiv befestigten Quarzfaserstiften in einem Zeitraum von 30 Monaten ermittelt. Insgesamt wurden bei 132 Patienten 180 Quarzfaserstifte eingesetzt und die Zähne mit Kompositaufbauten und Vollkeramikronen oder Metallkeramik-Kronen restauriert. Die Autoren ermittelten eine Misserfolgsrate von 1,7 % in einem Nachuntersuchungszeitraum von 30 Monaten. Hierbei traten eine Kohäsionsfraktur des Kompositaufbaus und zwei Adhäsionsfrakturen zwischen Dentinwand und Befestigungskomposit auf.

Alle drei Misserfolge ereigneten sich bei der Entfernung der Provisorien, eine definitive Restauration der Zähne war dennoch möglich. Es wurden keine Stift-, Stumpfaufbau- oder Wurzelfrakturen und auch keine Dezentimentierungen beobachtet.

#### 3.8.4. Keramikstifte

Mit der Verwendung keramischer Wurzelkanalstifte wird aufgrund deren weißer Farbe und hervorragender Lichtleitungseigenschaften der Forderung nach optimaler Ästhetik insbesondere im sichtbaren Bereich der Mundhöhle Rechnung getragen [86]. Darüberhinaus sind Keramiken inerte Werkstoffe, die sich durch eine hohe Biokompatibilität auszeichnen; sie sind im Mundhöhlenmilieu nicht löslich und korrosionsstabil [114]. Keramiken sind spröde Werkstoffe, welche auf Druck um ein Vielfaches stärker belastbar sind als auf Zug- oder Biegebelastungen, bei welchen sie ein so genanntes Spröbruchverhalten zeigen.

Bereits 1989 versorgten KWIATKOWSKI und GELLER [86] acht Frontzähne mit Stiftstumpfaufbauten aus der Glaskeramik Dicor. Mit einer geringen Biegefestigkeit von  $70 \pm 12$  MPa stand die Stabilität dieser Glaskeramik bezüglich der Dauerbelastungen in der Mundhöhle allerdings den neuen Hochleistungskeramiken erheblich nach.

KERN und KNODE stellten 1991 Wurzelstifte aus der glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik In-Ceram vor [76]. Unter Anwendung der Schlickertechnik können aus dieser Keramik vollkeramische Stiftstumpfaufbauten in einem Stück hergestellt werden [85]. Mit einer Biegefestigkeit zwischen  $369 \pm 34$  MPa und  $485 \pm 41$  MPa ist dieser Werkstoff weitaus stabiler als die konventionelle Glaskeramik [114]. Allerdings ermittelten KERN et al. in einer In-vitro-Untersuchung für die mit In-Ceram-Stiftkernaufbauten und In-Ceram-Kronen versorgten Zähne eine statistisch signifikant geringere durchschnittliche Bruchlast mit einem Wert von 342,0 N im Vergleich zu metallischen Stiftkernaufbauten und In-Ceram-Kronen mit einer durchschnittlichen Bruchlast von 552,5 N [77].

Auch die Fertigung eines kopiergefrästen Stift-Stumpfaufbaus aus einem Stück mit der Kopierfräsmaschine Celay ist eine Alternative. Hierbei wird ein Kunststoffmodell des Stiftstumpfaufbaus abgetastet und in Keramik umgesetzt, wobei der Stiftstumpfaufbau aus vorgesinterten Aluminiumoxidkeramikblöcken ausgeschliffen wird [71].

Die Zirkonoxidkeramik zählt zu den polykristallinen Hochleistungskeramiken, besitzt keinen Glasanteil und zeichnet sich durch eine weitaus höhere Biegefestigkeit, Risszähigkeit und Härte als die Glaskeramiken aus. Durch die industrielle Fertigung der Zirkonoxidkeramik wird eine Steigerung der Qualität des Gefüges mit minimaler Anzahl von Mikrorissen und Poren an der Oberfläche und innerhalb des Werkstückes gewährleistet. Hierdurch ist die Zirkonoxidkeramik sehr widerstandsfähig

gegenüber den korrosiven Einflüssen des Mundhöhlenmilieus und zeichnet sich durch eine gute Langzeitstabilität aus.

Zirkonoxid kommt temperaturabhängig in drei Kristallmodifikationen vor. So liegt über einer Temperatur von 2370 °C bis hin zur Schmelztemperatur von 2680 °C die kubische Kristallstruktur vor, bei Abkühlung bis auf 1170 °C liegt das Kristall in tetragonaler Form vor und geht bei weiterer Abkühlung unter 1170 °C in die monokline Form über, wobei die letztgenannte t/m- Umwandlung mit einem Volumenzuwachs von 3-5 % einhergeht und bei reinem Zirkonoxid eine Rissbildung im Gefüge induziert. Werden stabilisierende Metalloxide wie  $Y_2O_3$ , MgO oder  $Al_2O_3$  in das Kristallgitter des Zirkonoxids eingebaut, so kann beim vollstabilisierten Zirkonoxid (fully stabilized zirconia) die kubische Kristallphase auch bei Raumtemperatur stabilisiert werden. Beim teilstabilisierten Zirkonoxid (partially stabilized zirconia) mit verringertem Anteil an stabilisierenden Metalloxiden liegt neben der kubischen Kristallphase auch ein Teil umwandlungsfähiges tetragonales Zirkonoxid vor. Vor allem die Verwendung von  $Y_2O_3$  führt zur Bildung sehr belastbarer Zirkonoxidkeramiken. Da mit weiterer Verringerung des Anteils der stabilisierenden Oxide und somit steigendem Gehalt der tetragonalen Kristallphase eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften einhergeht, wurde der tetragonale Zirkonoxid Polykristall mit weniger als 5 Gew.- %  $Y_2O_3$  entwickelt (Y-TZP). Eine zusätzliche Erhöhung der Beständigkeit gegenüber Hydrolyse wird durch den Zusatz sehr geringer Mengen von Aluminiumoxid erreicht.

Die so genannte Phasentransformationsverfestigung bewirkt eine Verstärkung der Keramik, indem die Gefahr der Entstehung kritischer Risse und deren Wachstum vermindert werden. So wird eine Umwandlung der tetragonalen Kristallform in die monokline Form durch die Zugspannungen an der Spitze eines Risses im Keramikgefüge hervorgerufen, was mit der oben beschriebenen Volumenvergrößerung einhergeht. Hierdurch entstehen lokale Druckspannungen, die die Ausbreitung des Risses erschweren. Aber auch an der freien Oberfläche eines Werkstückes kann ein verstärkender Effekt durch diese Phasenumwandlung hervorgerufen werden. So können bei fehlendem hydrostatischem Druck Zirkonoxidteilchen an der Oberfläche spontan transformieren, wodurch die Festigkeit der oberen Schichten des Keramikgefüges infolge der entstehenden Druckspannungen stark gesteigert wird. Durch eine Oberflächenbearbeitung kann die Dicke der unter Druckspannung stehenden Schicht zusätzlich gesteigert werden. Der Verstärkungseffekt dieser Hochleistungskeramiken kann allerdings nur dann zum Tragen kommen, wenn der unter Druckspannung stehende Bereich die kritische Rissgröße überschreitet [114].

Aufgrund der fehlenden Glasphase und dem oben beschriebenen Phasentransformationseffekt zeichnet sich die Zirkonoxidkeramik durch eine sehr gute Dauerfestigkeit und Langzeitstabilität aus. In der In-vitro-Untersuchung von DRUMMOND und BAPNA [31] bezüglich der 3-Punkt-Biegefestigkeit verschiedener Wurzelkanalstifte vor und nach einer thermischen Wechselbelastung von 6000 Zyklen zwischen 7 °C und 63 °C wurde für Zirkonoxidstifte lediglich eine Abnahme der initialen Festigkeit von 2 % ermittelt.

Durch die große Eigenfestigkeit der Keramik besteht die Möglichkeit, Wurzelstifte aus Zirkonoxid konventionell zu zementieren und die techniksensitive und kontrovers diskutierte adhäsive Befestigung in Wurzelkanal somit zu umgehen.

Als nachteilig ist bei Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik deren schwere Entfernbarkeit aus dem Kanal im Falle einer Zahnfraktur zu nennen [7, 26].

Wurzelkanalstifte aus der röntgenopaken Zirkonoxidkeramik wurden Mitte der neunziger Jahre eingeführt [131]. Bei diesen heute bevorzugten halbkonfektionierten Systemen kann sowohl direkt im Mund des Patienten ein definitiver Aufbau aus Komposit anmodelliert werden, als auch vollkeramische Stiftpfufbauten mit Zirkonoxidstiften indirekt auf verschiedene Art und Weise hergestellt werden. Hierzu wird entweder mit einem Übertragungsstift oder dem definitiven Keramikstift eine Abformung vorgenommen.

Danach besteht einerseits die Möglichkeit den Aufbau aus Glaskeramik mit einem Zirkonoxidanteil (IPS Empress Cosmo) im Heißpressverfahren an den konfektionierten Keramikstift anzupressen [35, 85, 100]. Andererseits kann ein zweiteiliger Stiftpfufbau hergestellt werden, bei welchem ein vorgefertigter Stiftpfufbau sekundär mit dem konfektionierten Zirkonoxidstift mit Hilfe der Adhäsivtechnik verklebt wird. Dieser Aufbau kann mit Hilfe der Celay-Kopierschleiftechnik aus kopiergeschliffener Aluminiumoxidkeramik oder im Schlickerverfahren hergestellt werden [85].

<b>Werkstoffeigenschaften</b>	<b>geprüft in Übereinstimmung mit: ISO 6872 Dental ceramic</b>
Dichte	> 6,0 g/ cm <sup>3</sup>
Porosität (offen)	0 %
Biegefestigkeit (4-Punkt)	> 800 N/ mm <sup>2</sup>
Ausdehnungskoeffizient (100° - 400°)	10,0 ± 1,0 µm/ m*K)
mittlere Korngröße	ca. 0,4 µm
Druckfestigkeit	2000 MPa
Vickers-Härte	1200 HV
Elastizitätsmodul	210 GPa
Bruchzähigkeit (K <sub>IC</sub> )	7 MPa m <sup>1/2</sup>
Verschleißverhalten	< 0,002 mm <sup>3</sup> / h
Korrosionsbeständigkeit	< 0,1 mg/ m <sup>2</sup> * 24 h

Tabelle 2: Materialeigenschaften Zirkonoxid-Y-TZP[70]

Zur Versorgung endodontisch behandelter Zähne mit Wurzelkanalstiften aus Keramik und deren werkstoffkundlicher Eigenschaften wurden viele In-vitro-Untersuchungen durchgeführt. Zur klinischen Langzeitbewährung der Materialien liegen deutlich weniger Ergebnisse vor.

KERN und WEGNER [79] untersuchten in einer In-vitro-Studie die Langzeitstabilität des adhäsiven Verbunds von Kunststoff zu Zirkonoxidkeramikprüfkörpern sieben verschiedene Bondingmethoden. Alle Prüfkörper wurden entweder 3 Tage bei 37 °C in Wasser gelagert oder zusätzlich 150 Tage thermisch in 37.500 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C gealtert und jeweils anschließend die Haftfestigkeit ermittelt. Alleiniges Sandstrahlen der Keramikflächen mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> oder zusätzliches Silanisieren der Keramikoberflächen führten bei den Prüfkörpern nach Thermocycling zu spontanem Lösen des bereits initial schwachen Haftverbundes von durchschnittlich 14,0-15,1 MPa eines Komposits auf Bis-GMA-Basis zur Zirkonoxidkeramik. Die tribochemische Vorbehandlung der Keramik mit dem Rocatec-System steigerte die initiale Haftfestigkeit eines Bis-GMA-Komposits auf 29,2 MPa, diese verringerte sich nach Thermocycling aber auf 12,8 MPa. Die höchsten Haftfestigkeitswerte wurden bei Verwendung der phosphatmonomerhaltigen (MDP: 10-methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) Befestigungskomposite Panavia 21 und Panavia Ex sowohl initial mit 47,1 - 48,8 MPa als auch nach Thermocycling mit statistisch nicht signifikant verringerten Werten von 37,4 - 39,8 MPa ermittelt. Die Frakturen bei diesen Prüfkörpern stellten sich im rasterelektronenmikroskopischen Bild als reine Kohäsionsfrakturen dar. Der gute Haftverbund wird von den Autoren auf die Phosphatestergruppe des phosphathaltigen Monomers zurückgeführt, welches eine direkte chemische Bindung zu Metalloxiden und somit zu den Zirkonoxidkeramiken eingehe.

In einer Untersuchung von ATSU et al. [10] wurde die Haftfestigkeit des phosphatmonomerhaltigen Befestigungskomposits Panavia F auf unterschiedlich vorbehandelten Keramikoberflächen ermittelt. Die höchste mittlere Haftfestigkeit von 22,9 MPa wurde für die silikatisierten und zusätzlich mit einem MDP-haltigen Bonding / Silan-Haftvermittlersystem (Clearfil Liner Bond 2 / Porcelain Bond Activator) vorbehandelten Prüfkörper ermittelt. Der Unterschied zu den ausschließlich silikatisierten bzw. silikatisierten und silanisierten Prüfkörpern (CoJet System) war nicht statistisch signifikant. Alleiniges Abstrahlen, zusätzliches Silanisieren (Clearfil Porcelain Bond Activator) oder die Vorbehandlung mit dem MDP-haltigen Bonding / Silan-Haftvermittlersystem auf abgestrahlter Oberfläche resultierte hingegen in statistisch signifikant niedrigeren Haftfestigkeitswerten. Eine Erklärung für die verbesserte Haftfestigkeit zwischen dem bereits MDP-haltigen Befestigungskomposit Panavia F und der silikatisierten und mit dem MDP-haltigen Bonding / Silan-Haftvermittlersystem vorbehandelten Zirkonoxidkeramik wurde in der verbesserten Benetzbarkeit der durch das Silikatisieren vergrößerten Keramikoberflächen gesehen.

Weitere werkstoffkundliche Untersuchungen zur Materialvorbehandlung sind in untenstehender Tabelle zusammengefasst.

<b>Autor</b>	<b>Versuchsaufbau</b>	<b>Testverfahren</b>	<b>Ergebnisse</b>
<b>Wolfart et al. [151]</b>	Zirkondioxidkeramikplättchen Vorbehandlung: 1. Alkoholreinigung 2. sandstrahlen mit 50 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 3. Säuberung mit NaHCO <sub>3</sub> -haltigem Wasserpuderspray Kunststoffe: 1. Syntac Heliobond/ Variolink II 2. Panavia F Wasserlagerung: 3 Tage/ 37°C oder 150 Tage + 37.500 Zyklen thermische Alterung 5°C/55°C	Haftfestigkeit	Initiale Haftfestigkeit: Variolink II (9 – 16,6 MPa) sign. < als Panavia F (18,7 – 45,0 MPa ) Strahlen mit Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : sign. besser als andere Vorbehandlungen  nach Alterung: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + Panavia F (39,2 MPa), übrige Gruppen sign. <
<b>Wegner und Kern [147]</b>	sieben Bondingmethoden von Komposit zu Zirkondioxidkeramikplättchen Wasserlagerung: 3 Tage/ 37°C oder 2 Jahre + 37.500 Zyklen thermische Alterung 5°C/55°C	Haftfestigkeit	nach Alterung: dauerhafte Verbundfestigkeit nur bei phosphatmonomerhaltigen Kunststoffen Panavia 21 und Panavia EX auf Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> vorbehandelter Keramik (39,8-44,2 MPa), übrige Gruppen sign. <
<b>Fischer et al. [44]</b>	Zirkondioxidkeramikstifte (Cosmopost 1,4 & 1,7) Vorbehandlung: 1. Wärmeexposition 2. Silikatisieren mit Rocatec	3-Punkt-Biegefestigkeit	ursprüngliche Biegefestigkeit: 1,7: 1400 MPa, 1,4: 1308 MPa keine Beeinflussung durch Wärmeexposition, durch Rocatec Steigerung der initialen Festigkeit um 40%
<b>Xible et al. [153]</b>	Zirkondioxidkeramikstifte (Cosmopost 1,7) Vorbehandlung: 1. unbehandelt 2. Silikatisieren mit Rocatec Kompositaufbauten: Tetric Ceram	3-Punkt-Biegefestigkeit , Haftfestigkeit	Zunahme der anfänglichen Biegefestigkeit von durchschnittlich 844,8 MPa auf 1544,9 MPa bei Vorbehandlung, Steigerung der anfänglichen Haftfestigkeit von 8,9 MPa auf 28,1 MPa nach Vorbehandlung
<b>Oblak et al. [103]</b>	Experimentelle Zirkondioxidkeramikstifte (Durchmesser 1,3 & 1,5) Vorbehandlung: 1. keine 2. Beschleifen mit Diamantbohrer (Korngröße 150 µm, 150 U/min) 3. Sandstrahlen (110 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 4 bar) Befestigung: Clearfil adhesive & Panavia 21 in artifiziellen Stahlwurzeln	statischer Bruchtest im 45°-Winkel	Stifte mit größerem Durchmesser: höhere Bruchlastwerte. Beschleifen mit Diamant (518 bzw. 385 N) ergab sign. geringere Werte als ohne Vorbehandlung (623 bzw. 451 N), was wiederum sign. geringere Werte als nach Sandstrahlen (993 bzw. 627 N) ergab

Tabelle 3: Werkstoffkundliche Untersuchungen

NOTHDURFT et al. [100, 101] untersuchten die In-vitro-Bruchlast konventionell zementierter vollkeramischer Stiftstumpfaufbauten, hergestellt aus Zirkonoxidstiften mit angepressten IPS-

Empress-Cosmo-Stumpfaufbauten. Getestet wurden je zwei Durchmesser der Stifte CeraPost (Stiftgröße 90 und 110) und Cosmopost (Stiftgröße 1,4 und 1,7), alle 60 Prüfkörper wurden mit Vollkeramikronen aus IPS-Empress-Keramik versorgt. Bei den Prüfkörpern von 4 der 6 Prüfgruppen wurde eine Stiftlänge von 11,5 mm gewählt und eine klassische Kasten- und zirkuläre Stufenpräparation durchgeführt. Bei einer Prüfgruppe wurde eine verkürzte Stiftlänge getestet, bei den Prüfkörpern der letzten Gruppe wurde ein tief zerstörter Zahn ohne zirkuläre Restdentinfassung und fehlender Kastenpräparation simuliert. Nach 180 Tagen Wasserlagerung und Thermowechselbelastung folgte der statische Bruchtest. Die statistisch signifikant höchste mittlere Bruchlast mit 309,75 N wurde bei den CeraPoststiften mit Durchmesser 110 ermittelt. In der Prüfgruppe ohne zirkuläre Dentinfassung ergab sich mit durchschnittlich 208,26 N die statistisch signifikant geringste Bruchlast. Weitere In-vitro-Untersuchungen sind in untenstehender Tabelle zusammengefasst:

<b>Autor</b>	<b>Stifte</b>	<b>Prüfkörper</b>	<b>Testverfahren</b>	<b>Ergebnisse</b>
<b>Heydecke et al. [60]</b>	1. Titan, 2. Zirkondioxidkeramik, 3. Komposit 3 mm in Kanaleingänge ohne Stifte, 4. Kontrollgruppe ohne Stifte; Stiftbefestigung: Panavia 21 Ex dreiflächige Kompositfüllungen & NEM-Kronen	natürliche OK-Inzisivi, n=64, 4 Gruppen	Kausimulation & Thermozyklierung, statischer Bruchtest 130°	Bruchtest: Titan 1038 N, Zirkonoxidkeramik 1057 N, Kontrollgruppe 1171 N; alle drei signifikant besser als Komposit 3 mm in Kanaleing.: 750 N (ein Prüfkörper dieser Gruppe frakturierte bereits bei Kausimulation); wenigste irreparable Frakturen in Kontrollgruppe, häufigste mit Titanstiften
<b>Rosentritt et al. [123]</b>	1.Zirkondioxidkeramik & Glaskeramikaufbau (Cosmopost & Empress Cosmo), 2.Zirkondioxidkeramik & Kompositaufbau 3.Glaskeramikstift & -aufbau (beides IPS-Empress) [weitere Gruppen]	mittlere OK-Inzisivi, je 7	Thermo-mechanische Alterung, statischer Bruchtest 135°	Bruchtest: Zirkonoxid & Komposit mit 580 N sign. höhere Werte als Zirkonoxid & Empress Cosmo-Aufbauten mit 180 N und als Empress-Stifte und – aufbauten mit 114 N
<b>Strub et al. [140]</b>	1.Geg. Stift-Stumpfaufbauten (hochgoldhaltig), 2.Zirkonoxid (CeraPost) & Glaskeramikaufbau (Empress Cosmo), 3.Zirkonoxid (CeraPost) & geklebter Zirkonoxidaufbau (Ceracap), 4.experimentelle gefräste (Celay) Kunststoff-Keramikstifte & Ceracap-Aufbau Stiftbefestigung:Metallstifte mit Zinkoxidphosphatzement, übrige mit Panavia TC; Kronenkäppchen aus Aluminiumoxidkeramik (Procera)	mittlere OK-Inzisivi, n=40, 4 Gruppen	Thermo-mechanische Alterung, statischer Bruchtest 135°	Gegossene Stift-Stumpfaufbauten:Ein Procera-Käppchen bei Kausimulation frakturiert, Bruchlast: 1270 N, CeraPost & Ceracap: Zwei Käppchen bei Kausimulation frakturiert, Bruchlast 1495,5 N, exp. Kunststoff-Keramikstifte & Ceracap: 4 Prüfkörper bei Kausimulation komplett frakturiert, Bruchlast 1146,7 N, CeraPost & Empress Cosmo: Bruchlast 463 N, sign. geriner als alle übrigen

Tabelle 4: In-vitro-Untersuchungen zu Keramikstiften

PAUL und WERDER [107] führten eine retrospektive 4-Jahres-Studie zur klinischen Bewährung von Zirkonoxidstiften durch. Hierzu wurden 145 endodontisch behandelte Zähne von 88 Patienten mit Wurzelkanalstiften aus Zirkonoxidkeramik versorgt, 87 Zähne erhielten direkte Kompositaufbauten, bei 58 Zähnen wurden die Stumpfaufbauten aus Empress- Glaskeramik hergestellt. Hiervon konnten 79 Stifte mit Kompositaufbauten bei 52 Patienten und 34 Stifte mit Glaskeramikaufbauten bei 19 Patienten nach einer mittleren Tragedauer von entsprechend 57,7 Monaten bzw. 46,3 Monaten klinisch und röntgenologisch nachuntersucht werden. Bei den 79 Keramikstiften mit Kompositaufbauten konnten keine Misserfolge beobachtet werden, bei den 34 Stiften mit Glaskeramikaufbauten ereigneten sich drei Misserfolge in Form von Retentionsverlusten nach 42, 43 bzw. 55 Monaten.

Weitere klinische Untersuchungen sind in untenstehender Tabelle zusammengefasst:

<b>Autor</b>	<b>System</b>	<b>Anzahl</b>	<b>Beobachtungszeitraum</b>	<b>Misserfolge</b>
<b>Kakehashi et al. [73]</b>	Zirkondioxidstifte mit Glaskeramikaufbauten und Glaskeramikkronen (IPS-Empress)	24	durchschnittlich 15 Monate	0
<b>Meyenberg et al. [95]</b>	Zirkondioxidstifte mit Kompositaufbauten	15	6-27 Monate	0
<b>Kern et al. [78]</b>	Zirkondioxidstifte mit Kompositaufbauten (n=54) oder Aluminiumoxidkeramikaufbauten (In-Ceram, n=12) oder ohne Aufbauten (n=26)	80	4-34 Monate	0
<b>Edelhoff et al. [34]</b>	Zirkondioxidstifte mit Kompositaufbauten (n=36) oder Glaskeramikaufbauten (n=39)	75 Stifte gesetzt in 65 Zähne, 54 Stifte nachuntersucht	6-24 Monate	0 absolute, 4 relative während der Tragezeit der Provisorien, 2 Retentionsverluste, 2 Keramikabschuppungen des Aufbaus nach Provisorienentfernung
<b>Nothdurft und Pospiech [102]</b>	Zirkondioxidstifte mit Glaskeramikaufbauten (n=27) oder Kompositaufbauten (n=3)	30	durchschnittlich 29 Monate	0

Tabelle 5: Klinische Untersuchungen zu Keramikstiften

### 3.8.5. Vergleichende Untersuchungen zu verschiedenen Stiftstumpfaufbausystemen

REID et al. [120] führten eine In-vitro-Untersuchung zur gleichzeitigen Ermittlung von Materialermüdung an Stiftstumpfaufbauten und der Entstehung von Microleakage an Zähnen mit verschiedenen Stiftrestorationen durch. Je 10 dekapitierte, einwurzelige Zähne wurden mit Titanstiften, Keramikstiften, Karbonfaserstiften, quarzfaserummantelten Karbonfaserstiften oder Glasfaserstiften und Kompositaufbauten versorgt. Die Titanstifte wurden konventionell zementiert, die



übrigen Stifte adhäsiv befestigt. Die Prüfkörper wurden während 100.000 Zyklen im 45°-Winkel mit einer Kraft von 55 N bei einer Frequenz von 3 Hz mechanisch belastet, nach 60.000 Zyklen wurde zusätzlich ein Thermocycling von 1.000 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C durchgeführt. Microleakagetests wurden mit Hilfe eines Flüssigkeitsfiltrationssystems zu Beginn des Versuchs, nach 30.000 Belastungszyklen, nach 60.000 Zyklen, nach Thermocycling und nach 100.000 Zyklen durchgeführt. Beim Vergleich der Faserstifte und der Keramikstifte wurden bezüglich der Entstehung von Microleakage keine statistisch signifikanten Unterschiede ermittelt. Nach 100.000 Zyklen wurde bei der Gruppe der Metallstifte im Vergleich zur Gruppe mit nichtmetallischen Stiften eine signifikante Zunahme des Microleakage beobachtet. Kein Prüfkörper zeigte nach der Versuchsdurchführung Frakturen oder Dezementierungen.

Weitere Untersuchungen sind in untenstehender Tabelle zusammengefasst:

<b>Autor</b>	<b>Stiftsystem</b>	<b>Prüfkörper</b>	<b>Testverfahren</b>	<b>Ergebnisse</b>
<b>Akkayan und Gulmez [3]</b>	1. Titan, 2. Quarzfaser, 3. Glasfaser, 4. Zirkonoxid; Stiftbefestigung: Befestigungskomposit Kompositaufbauten & NEM-Kronen	natürliche Eckzähne, n=40, 4 Gruppen	Keine Alterung, statischer Bruchtest, 130°	Quarzfaser (910 N) sign. größer als Zirkonoxid (789 N), Glasfaser (759 N), Titan (669 N); mit Faserstiften am häufigsten reparable Frakturmodi, mit Titanstiften ausschließlich irreparable Frakturen
<b>Schönbrodt et al. [125]</b>	1. Titan, 2. Glasfaser, 3. Zirkonoxid; Vorbehandlung: Sandstrahlen (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ), CoJet, unbehandelt; Befestigung: Compolute, Panavia 21, Zinkoxidphosphat- Zement	natürliche Frontzähne, n=210, 21 Gruppen	Keine Alterung, Haftfestigkeit im Auszugstest	Zirkonoxid: unbehandelt und sandgestrahlt, unabhängig vom Befestigungskomposit zwischen 200 N und 220 N, CoJet & Compolute 437 N, Glasfaser: unbehandelt mit Panavia 21 126 N, mit Compolute 241 N. Oberflächenvorbehandlung: Steigerung der Abzugskräfte bis zu 389 N (CoJet & Compolute) Höchste Haftfestigkeit: Titan 611 N (CoJet & Compolute)
<b>Heydecke et al. [61]</b>	1. Titan & Kompositaufbau, 2. Zirkonoxid & Glaskeramikaufbau, 3. Zirkonoxid & Kompositaufbau 4. Gegossene Stift- Stumpfaufbauten (hochgoldhaltig); Stiftbefestigung: Befestigungskomposit NEM-Kronen	natürliche OK- Frontzähne, n=64, 4 Gruppen	Thermomechanische Alterung, statischer Bruchtest, 130°	Frakturen nach Kausimulation: Titangruppe & Zirkonoxid/Kompositgruppe je 1, gegossene Stiftstumpfaufbauten 2; Bruchtest: Zirkonoxid & Kompositaufbau 503 N, Zirkonoxid & Keramikaufbau 521 N, Titan & Kompositaufbau 450 N, Gegossene Stift-Stumpfaufbauten 408 N Bruchlastwerte statistisch nicht signifikant; irreparable Wurzelfrakturen bei metallischen Stiften höher, statistisch nicht signifikant.

<b>Manocci et al. [91]</b>	1.Quarzfaser 2.Quarzfaserummantelte Karbonfaser, 3.Zirkonoxid, 4.ohne Stift; Stiftbefestigung: Befestigungskomposit, Kompositaufbau, Glaskeramikkronen	natürliche UK- Prämolaren, n=40, 4 Gruppen	Dynamische Kausimulation (2/s) bei 250 N, 45°, max. 400.000 Zyklen	Während zyklischer Belastung: Quarzfaser: 1 Stift-/Zahnfraktur Quarzfaserummantelte Karbonfaser: 1 Stift-/Zahnfraktur Zirkonoxid: 5 Stift-/Zahnfrakturen, 1 Kronenfraktur ohne Stift: 10 Zahnfrakturen;  alle Frakturen reparabel
<b>Rosentritt et al. [124]</b>	1.Titan, 2.Glasfaser, 3.Zirkonoxid, 4.ohne Stift; Stiftbefestigung: Befestigungskomposit, Kompositaufbau, Glaskeramikkronen	natürliche OK- Frontzähne n=32, 4 Gruppen	Thermomechanische Alterung, statischer Bruchtest, 135°	Titan: 340 N Glasfaser: 505 N Zirkonoxid: 580 N Ohne Stift: 270 N (signifikant zu Glasfaser und Zirkonoxid)

Tabelle 6: Vergleichende Untersuchungen zu verschiedenen Stift-/Stumpfaufbausystemen

### 3.9. Stiftbefestigung und Einfluss des Befestigungswerkstoffes

Die bislang gebräuchlichsten konventionellen Befestigungszemente sind Zinkoxidphosphat- und Glasionomerzemente. Eine Alternative wird darin gesehen, die Stifte adhäsiv am Wurzelkanalentin mit Befestigungskompositen zu befestigen.

Zinkoxidphosphatzement hat wie auch Glasionomerzement die Eigenschaft beim Abbinden zu schrumpfen und ist zudem in der Mundhöhle löslich [59]. Die Haftung der GIZ am Dentin ist aufgrund der chemischen Anbindung besser als die des Phosphatzementes. Eine In-vitro-Studie von DUNCAN und PAMEIJER [32] bezüglich der Retention von parallelen Titanstiften, welche mit verschiedenen Befestigungsmaterialien zementiert wurden, zeigte jedoch bei Verwendung von GIZ und Phosphatzement keine signifikanten Unterschiede.

Auch eine In-vitro-Studie von HAUMAN et al. [56] zur Ermittlung der Abzugskräfte von Titan- und Stahlstiften des Parapost-Systems, welche mit Zinkphosphatzement, GIZ oder adhäsiv mit einem Komposit befestigt wurden, ergab keine signifikanten Unterschiede.

Von anderen Autoren hingegen wurde eine verbesserte Retention von mit Komposit befestigten Wurzelstiften gegenüber konventionell zementierten aufgezeigt [21, 32, 96].

WIDERA untersuchte in seiner Dissertation [149] den Einfluss der Befestigung von Karbonfaser-, Zirkonoxidkeramik- und Titanstiften mit Ketac Cem oder Panavia F auf deren Retention. Die Stifte wurden entweder sandgestrahlt oder ohne Oberflächenvorbehandlung befestigt. Die im Mittel höchsten Retentionswerte wurden für die mit Panavia F befestigten, sandgestrahlten Karbonfaserstifte (448,4 N) gefunden, gefolgt von den sandgestrahlten Titanstiften mit Panavia F (440,83 N) und Ketac Cem (410,12 N). Die höchste Haftung (362,45 N) in der Gruppe der Zirkonoxidstifte fand er bei konventioneller Befestigung der sandgestrahlten Stifte mit Ketac Cem, was sich gegenüber den mit Panavia F befestigten Stiften mit Abzugskräften von 207,41 N (nicht sandgestrahlt), 212,22 N

(sandgestrahlt) und 242,28 N (sandgestrahlt und silanisiert) als überlegene Befestigungsmethode zeigte.

Zusätzlich wurde von einigen Autoren ein verstärkender Effekt der Befestigungskomposite auf die Zahnwurzel als Vorteil angeführt [91, 96]. Bei adhäsiver Befestigung von faserverstärkten Stiften soll aufgrund des dentinähnlichen E-Moduls der Stifte mit Hilfe des Befestigungskomposits eine Einheit zwischen Zahn und Stift geschaffen werden, wodurch eine gleichmäßigere Kraftverteilung auf die Zahnwurzel resultiert [17, 91].

Von VICHI et al. [146] wurde eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zur Effektivität des Klebeverbundes verschiedener Adhäsivsysteme und Befestigungskunststoffe zum Wurzelkanalentin in Bezug auf die Bildung einer Hybridschicht, der Ausbildung von Kompositzapfen (resin tags) in den Dentinkanälchen und der Quervernetzungen zwischen diesen Zapfen durchgeführt. Hierzu wurden 50 wurzelkanalbehandelte Zähne von Patienten ausgewählt, bei welchen aus endodontischen oder parodontalen Gründen eine Extraktion kurz bevorstand. Die Zähne wurden in fünf Gruppen zu 10 Prüfvähen eingeteilt und unter Verwendung von drei „one-bottle“-Adhäsivsystemen und zwei „Drei-Schritt“-Adhäsivsystemen mit Quarzfaserstiften (Aestheti-Plus-Posts) versorgt. Nach einer Woche erfolgte die Extraktion der Prüfvähen und die Zähne wurden unter dem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Bei allen Adhäsivsystemen beobachteten die Autoren die Bildung einer Hybridschicht und von Kompositzapfen in den Dentinkanälchen und Quervernetzungen. Die Ausbildung einer uniformen Hybridschicht zeigte sich deutlicher im zervikalen und mittleren Drittel der Zahnwurzeln, auch waren die resin tags dieser beiden Messabschnitte wesentlich länger und wiesen eine höhere Dichte auf.

### 3.10. Koronale Entfernbarekeit bei Misserfolgen

Falls bei einem mit einem Stift restaurierten Zahn ein endodontischer oder prothetischer Misserfolg auftritt, muss der Stift aus dem Wurzelkanal entfernt werden.

Eine mögliche Hilfe zur Entfernung metallischer Stifte und Schrauben besteht darin, den Befestigungszement mit Hilfe von Ultraschallschwingungen zu lockern [1]. Bei der Notwendigkeit, metallische Stifte aus unedlen, harten Legierungen dennoch mit Hilfe rotierender Instrumente zu entfernen, kann eine starke Schwächung der Wurzel mit erhöhter Frakturgefahr resultieren. Auch die seitliche Perforationsgefahr im Bereich dünner Wurzeldentinwände besteht. Faserstifte lassen sich im Allgemeinen leichter entfernen [26, 28]. Die Entfernbarekeit von Zirkonoxidstiften gestaltet sich aufgrund deren Festigkeit und des zahnähnlichen Aussehens schwierig [26, 126].

### 3.11. Kräfte in der Mundhöhle

Unter der Kaukraft wird die zwischen den Kauflächen der Oberkiefer- und Unterkieferzähne messbare, muskuläre Kraft verstanden. Die tatsächlichen funktionellen Kaukräfte sind mit durchschnittlichen Werten zwischen 15 und 20 N wesentlich kleiner als die nahe der Schmerzgrenze

des Parodonts gemessenen, maximalen Kaukräfte [84]. In der Literatur werden zahlreiche Untersuchungen zur mittleren allgemein zu erwartenden Kaukraft in der Mundhöhle beschrieben. EICHNER [38] untersuchte die durchschnittlich zur Nahrungszerkleinerung benötigten Kaukräfte und ermittelte Werte von 20 N - 40 N im Mittel, wobei eine einmalig gemessene maximale Kaukraft von 184 N bei einem Probanden beobachtet wurde. COCA und SCHWICKERATH [23] ermittelten bei Kraftmessungen an mittleren Frontzähnen eine maximale Kraft von 179 N und einen durchschnittlichen Belastungswert von 148 N in Normokklusion. Weiterhin wurde bei der Untersuchung von 111 Gebissmodellen gezeigt, dass der Lastangriffspunkt an mittleren Oberkieferfrontzähnen in 72 % der Fälle einen Abstand von 2,0 bis 5,9 mm von der Schneidekante besitzt. Der Kraftangriffswinkel zwischen der Zahnachse unterer Schneidezähne und der Palatinalfläche oberer Schneidezähne lag in 30 % der Fälle zwischen 21° und 30°. Für jeweils 20 % der Fälle lag er zwischen 11° und 20° bzw. zwischen 31° und 40°. Von SCHWICKERATH und COCA [127] wurde im Prämolarenbereich eine mittlere maximale Kaukraft von 250 N, im Molarenbereich von 400 N ermittelt. KÖRBER und LUDWIG [83] geben als Quintessenz ihrer Literaturstudie eine mittlere maximale Kaukraft von  $244,5 \pm 31$  N zwischen einem Antagonistenpaar an. Die Autoren empfehlen zusätzlich einen Sicherheitsbereich von 200 N für die Versorgung mit Einzelzahnkronen zu berücksichtigen. In einer Untersuchung von FERRARIO et al. [43] wurde bei 52 vollbezahnten Probanden (36 Männer und 16 Frauen) die mittlere maximale Kaukraft jedes einzelnen Zahnes im Zahnbogen ermittelt. Hierbei wurden bei den Männern signifikant höhere Kaukräfte als bei den Frauen ermittelt. Die niedrigsten Kaukräfte beobachteten die Autoren bei den Inzisivi mit Werten von durchschnittlich 93,88 N bzw. 146,17 N, die höchsten durchschnittlichen Kaukräfte wurden im Bereich der 1. Molaren mit Werten von 234,46 N bzw. 306,07 N ermittelt. Im Prämolarenbereich zeigten die weibliche Probanden Kaukräfte von 178,54 N (1. Prämolare) und 206,01 N (2. Prämolare) im Mittel, bei den männlichen Testpersonen wurden durchschnittliche Werte von 254,08 N (1. Prämolare) und 291,36 N (2. Prämolare) ermittelt.

### 3.12. Formulierung der Hypothesen

Ziel der vorliegenden Studie war es zu prüfen, ob bei endodontisch behandelten Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad eine Überkronung indiziert ist, oder ob durch eine substanzschonende Füllungstherapie mit Hilfe der Adhäsivtechnik eine ausreichende Frakturfestigkeit gewährleistet ist.

Weiterhin war es Gegenstand der Arbeit herauszufinden, ob ästhetische Keramik-, Glasfaser- und Quarzfaserstifte eine alternative, respektive bessere Versorgungsmöglichkeit hinsichtlich Bruchlast und Bruchmodus im Vergleich zu metallischen Schrauben aus einer langzeiterprobten Titanlegierung darstellen.

Auch die Vor- und Nachteile konventionell zementierter und adhäsiv befestigter Keramikstifte sollten im direkten Vergleich untersucht werden.

Mittels einer Kontrollgruppe ohne Stift sollte ermittelt werden, ob Wurzelstifte einen verstärkenden oder aber schwächenden Effekt auf Prämolaren mit mittlerem koronalen Zerstörungsgrad ausüben.

Eine Vergleichsgruppe mit natürlichen, unversehrten Prämolaren diene zur Ermittlung des schwächenden Effekts, der infolge endodontischer und restaurativer Maßnahmen auftritt.

Hypothesen:

1. Die Bruchlast endodontisch behandelter Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad wird durch Überkronung der koronalen Zahnhartsubstanz gegenüber der Restauration mit einer Kompositfüllung gesteigert.
2. Aufgrund der dentinähnlichen E-Moduli faserverstärkter Kunststoffstifte erfolgt eine gleichmäßigere Übertragung der Kräfte auf die Zahnhartsubstanz, wodurch die Bruchlast im Vergleich zur Versorgung mit konventionellen metallischen Schrauben gesteigert und die Gefahr von Wurzelfrakturen verringert wird.
3. Die Bruchlastwerte endodontisch behandelter Prämolaren mit konventionell und adhäsiv befestigten Keramikstiften unterscheiden sich voneinander nicht signifikant und die Zähne zeigen ähnliche Versagensmodi.
4. Eine Stiftpräparation führt bei endodontisch behandelten, mittelgradig zerstörten Prämolaren zu einer signifikanten Verminderung der Bruchlast im Vergleich zu einer alleinigen Füllungstherapie oder Überkronung ohne Stiftversorgung.
5. In der Vergleichsgruppe der unversehrten natürlichen Prämolaren ergibt sich aufgrund fehlender endodontischer und restaurativer Maßnahmen die signifikant größte Bruchlast im Vergleich zu allen anderen Prüfgruppen.

## 4. MATERIAL UND METHODIK

### 4.1. Das Versuchsdesign im Überblick

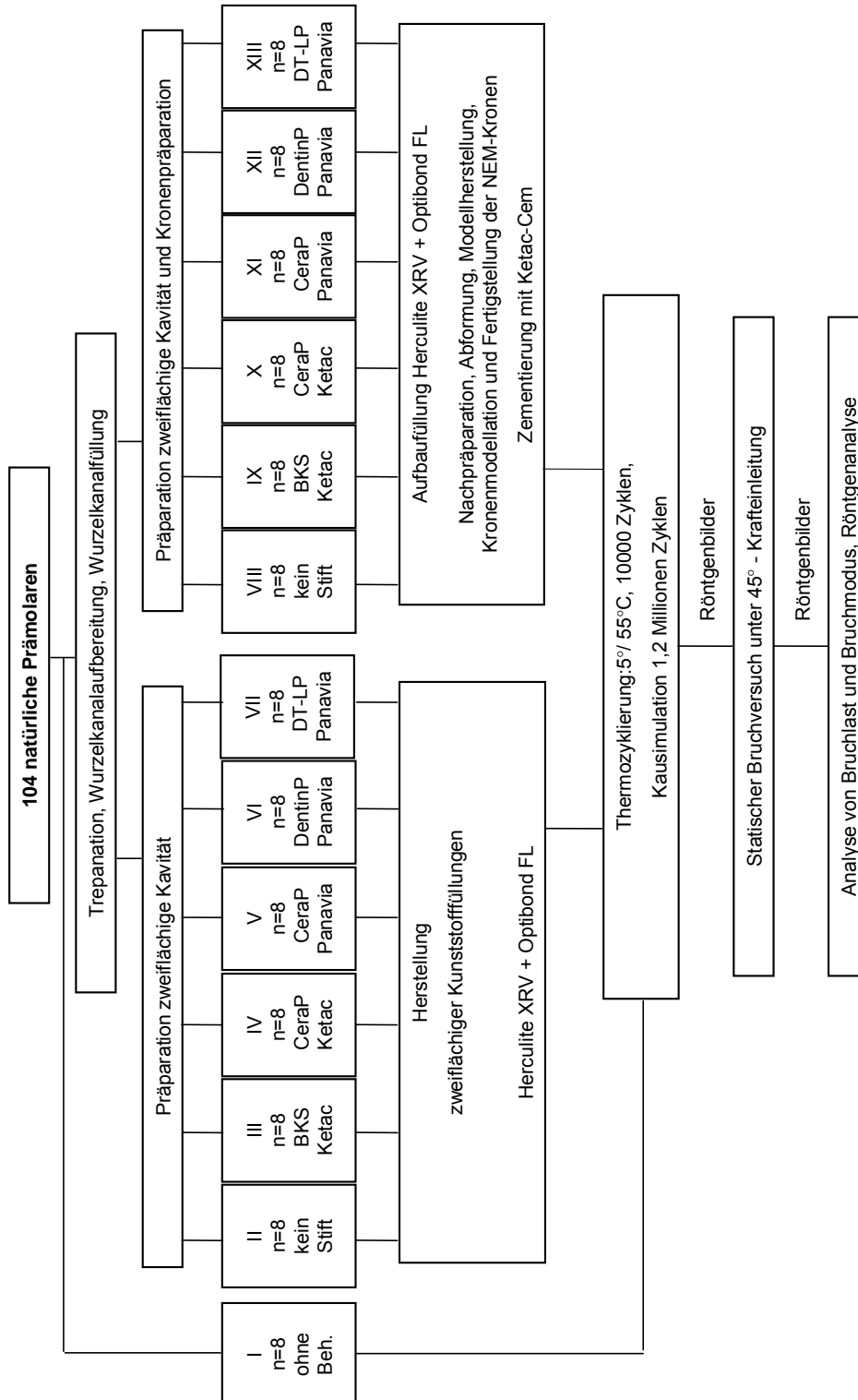


Abbildung 2: Flussdiagramm des Versuchsdesigns

## 4.2. Herstellung der Probekörper

### 4.2.1. Vorbereitung der Zähne

Es wurden insgesamt 104 natürliche Prämolaren zur Prüfkörperherstellung ausgewählt, welche die für den Versuchsaufbau notwendigen Kriterien erfüllten: Es wurden ausschließlich kariesfreie, einwurzelige Zähne ähnlicher Größe und Wurzellänge verwendet. Während der gesamten Versuchsdauer erfolgte die Lagerung in 0,1 %-iger Thymollösung.

Die Zuordnung der Zähne zu den einzelnen Prüfgruppen erfolgte nach dem Zufallsprinzip.

Die Wurzeloberflächen wurden mit Scalern und Universalküretten gereinigt (SH 6/77, SC 4R/4L7, Hu Friedy, Leimen, D) und 96 Zähne nach Trepanation mit Diamantbohrern (6830 L 016; 6837 KR 014, Brasseler, Lemgo, D) manuell mit Headstroemfeilen der Größen 15-40 (VDW, München, D) aufbereitet. Anschließend wurden die Wurzelkanäle mit dem Wurzelkanalfüllmaterial Guttapercha (Roeko, Langenau, D), und dem Sealer AH plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) mit Hilfe der lateralen Kondensationstechnik abgefüllt.

Acht Zähne blieben als Vergleichsgruppe unversehrt.

### 4.2.2. Einteilung der Prüfgruppen

Entsprechend der verschiedenen Stiftsysteme, der jeweils angewandten Befestigungsart und der weiteren, entweder konservierenden oder prothetischen Restauration der Zähne wurden 13 Prüfgruppen zu je 8 Prüfkörpern gebildet, welche in unten stehender Tabelle 7 vorgestellt werden:

Es wurden die Systeme CeraPost (Brasseler, Lemgo, D), DentinPost (Brasseler, Lemgo, D), BKS (Brasseler, Lemgo, D) und DT Light SL (VDW GmbH, München, D) getestet. Als Befestigungswerkstoff der Stifte in den Gruppen 5, 6, 7, 11, 12 und 13 diente Panavia F 2.0 mit dem dazugehörigen Adhäsivsystem ED Primer II (Kuraray, Osaka, Japan). Hierbei handelt es sich um ein dualhärtendes Befestigungskomposit.

In den Gruppen 3, 4, 9 und 10 (siehe Abb. Flussdiagramm des Versuchsdesigns) wurden die Stifte mit dem Glasionomerzement Ketac-Cem Aplicap (3M ESPE GmbH & Co. KG, Seefeld, D) konventionell zementiert.

Die Gruppen 2 und 8 wurden als Kontrollgruppen ohne Stift versorgt, die Zähne der Vergleichsgruppe 1 wurden nicht behandelt.

Gruppen	2 & 8	3 & 9	4 & 10	5 & 11	6 & 12	7 & 13
Name Stift	„Ohne“	BKS	CeraPost	CeraPost	DentinPost	DT-Light-SL
Material	-	Titan	Zirkonoxid-keramik	Zirkonoxid-keramik	Glasfaser-verstärktes Komposit	Quarzfaser-verstärktes Komposit
Hersteller	-	Brasseler	Brasseler	Brasseler	Brasseler	VDW
Ort	-	Lemgo, D	Lemgo, D	Lemgo, D	Lemgo, D	München, D
Durchmesser Stift: Spitze	-	1,6 mm	0,9 mm	0,9 mm	0,9 mm	1,0 mm
Durchmesser Kopfende	-	1,6 mm	1,75 mm	1,75 mm	1,75 mm	1,8 mm
Farbkodierung	-	gelb	rot	rot	rot	gelb
Stiftlänge	-	15 mm	15 mm	15 mm	15 mm	15 mm
Stiftform	-	Schraube	zylindro-konisch	zylindro-konisch	zylindro-konisch	zylindrisch
Konuswinkel	-	zylindrisch	4,2°	4,2°	4,2°	Double-Taper 02/08
Stift-Zementierung	-	Ketac Cem	Ketac Cem	Panavia F	Panavia F	Panavia F
Präparationsdesign der Gruppen 1-6	Zweiflächige Kavität					
Präparationsdesign der Gruppen 7-12	zweiflächige Kavität + Kronenpräparation					
Material Füllungen/ Aufbaufüllungen	Herculite XRV					
Bondingsystem	Optibond FL					
Material Krone Gruppen 7-12	NEM Remanium 2000					
Zementierung Kronen	Ketac Cem					

Tabelle 7: Einteilung der Prüfgruppen

#### 4.2.3. Einbettung der Zähne

Um zu gewährleisten, dass die Probekörper in die spezielle Probenhalterung des Kausimulators (Fa. Willytec, Gräfelfing, D) und der Universalprüfmaschine (Zwick, Ulm, D) eingespannt werden können, wurde eigens eine passgenaue Einbettungsform hergestellt, welche es ermöglichte, immer acht Zähne gleichzeitig mit dem Kaltpolymerisat Palapress Vario (Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D) zu sockeln.



Es wurden acht Würfel der gewünschten Kantenlänge von 1,6 mm mit Hilfe dünner Drähte und kleiner Klammern (Bastelbedarf) über einem Kasten aus Hartplastik aufgehängt und in Silikon eingebettet. Die Klammern wurden in gleichmäßigen Abständen an zwei zueinander parallelen Lotstangen befestigt.

Um diese Stangen über den Kasten hängen zu können wurden je zwei dünne, etwa 10 cm lange Rohre (Bastelbedarf) auf beiden Seiten des Kastens an ihrem Kopfende mit je einem für die Lotstangen passgenauen Loch versehen und am Boden des Kastens mit Palapress vario befestigt. Die beiden Lotstangen wurden in die Rohre gesteckt und zusätzlich mit Klebewachs gesichert. Anschließend wurden die Würfel mit Hilfe der Basteldrähte und Klammern in gleichmäßigen Abständen so befestigt, dass sie über dem Boden des Kastens schwebten und das 9:1 Dubliersilikon Adisil (Fa. Siladent-technik GmbH, München, D) bis zur Oberkante eingefüllt. Zur Herstellung der Sockel der Probekörper konnten nun in gleicher Weise die Zähne in die acht entstandenen passgenauen Hohlformen gehängt werden. Jeder Zahn erhielt zuvor eine Markierung 2 mm unterhalb seiner labialen Schmelz-Zement-Grenze.

Danach wurden immer acht Zähne gleichzeitig in Palapress Vario bis zur Markierung eingebettet. Nach zwanzig Minuten Polymerisationszeit bei 55 °C und 2,5 bar wurde die Form dem wassergefüllten Drucktopf entnommen und Unregelmäßigkeiten an den einzelnen Blöcken plan geschliffen.

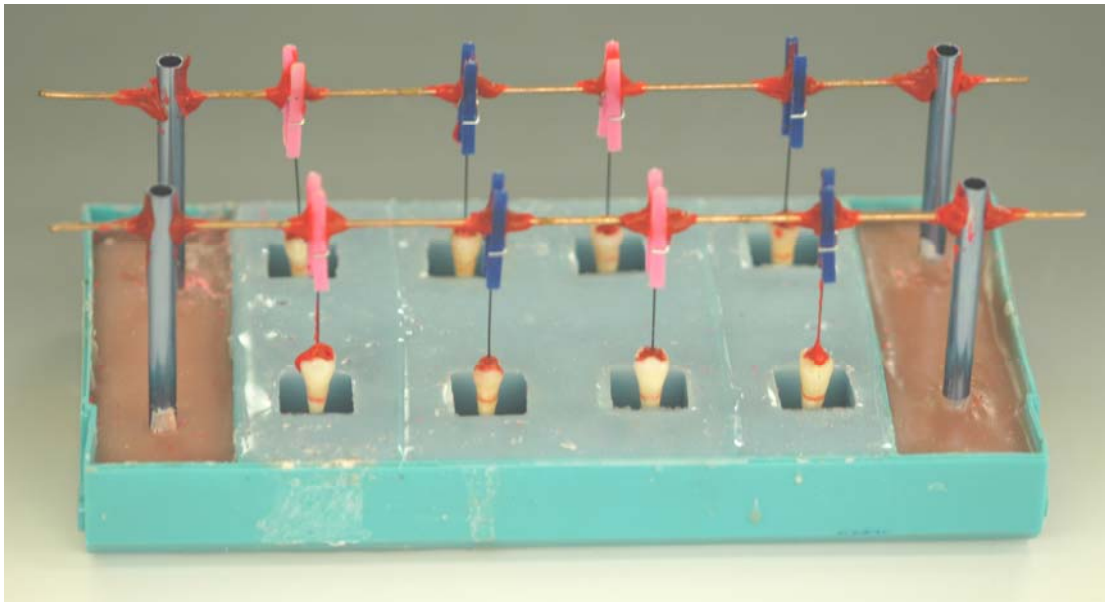


Abbildung 3: Sockelform

#### 4.2.4. Präparation der Zähne

##### Präparation der zweiflächigen Kavitäten

Die Präparation der gesockelten Zähne erfolgte mit Hilfe des Parallelfräsgerätes F3 (Degussa Dental AG, Hanau, D) unter ständiger Wasserkühlung.

Für die Prüfgruppen 2-13 wurden zweiflächige Kavitäten präpariert, wobei zur Präparation des okklusalen Kastens 2° konische Präparier- und Finierdiamanten mit abgerundeter Kante verwendet wurden (Präparierdiamant: 6847 KR 018; Finierdiamant: 8959 KR 018, Brasseler). Der proximale Kasten wurde mit 5° konischen Präparier-, und Finierdiamanten 1 mm oberhalb der mesialen Schmelz-Zement-Grenze angelegt (Präparierdiamant: 845 KR 025; Finierdiamant: 8845 KR 025, Brasseler). Die Breite des proximalen Kastens betrug 4 mm am Boden und etwa 4,5 mm im koronalen Bereich, seine Tiefe betrug 2,5 mm.

Der okklusale Kasten wurde 1,5 mm oberhalb des proximalen Kastens mit einer Breite von approximal 2 mm angelegt, seine Lage variierte individuell in Abhängigkeit von der Lage des Wurzelkanals des jeweiligen Zahnes. Der Durchmesser betrug bei allen Zähnen etwa 3 mm am Boden und etwa 3,5 mm im koronalen Bereich der Kavität.

Somit entstanden folgende zweiflächige Kavitäten:

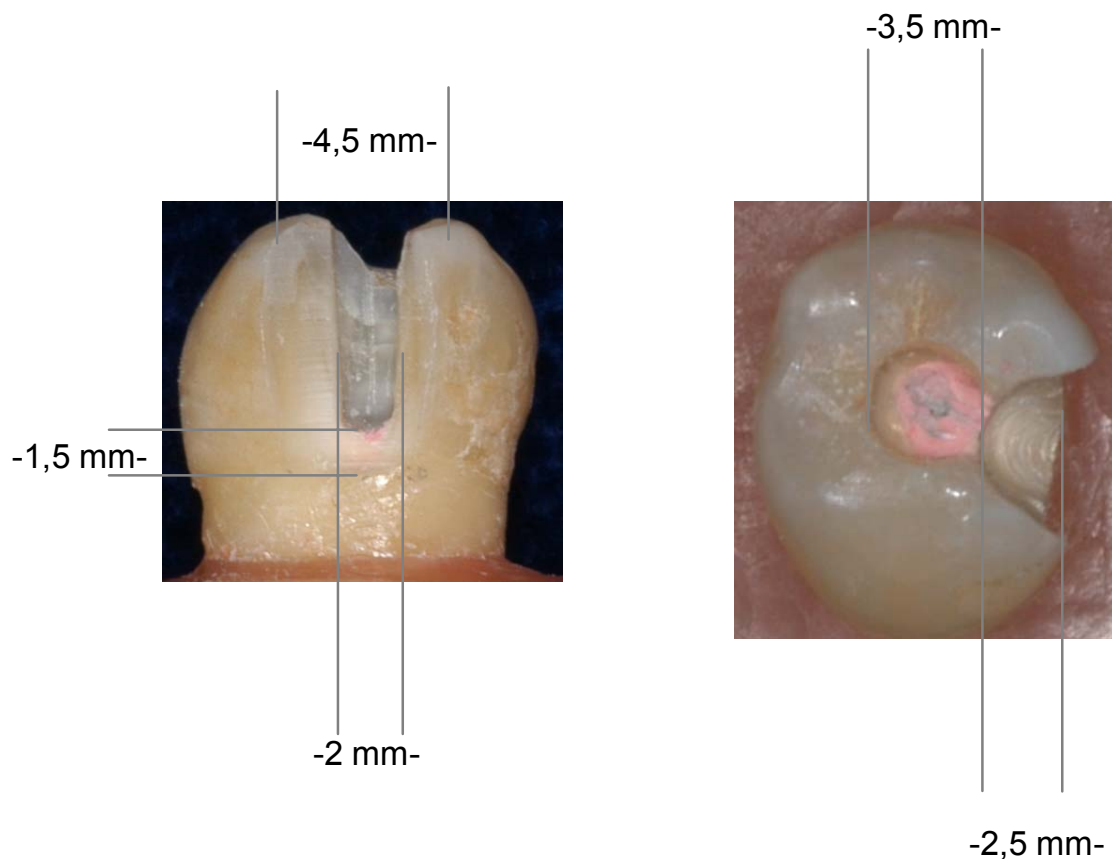


Abbildung 4: Präparation der zweiflächigen Kavitäten

### Kronenpräparation

In den Prüfgruppen 8-13 wurde anschließend auf Höhe der labialen Schmelz-Zement-Grenze zusätzlich eine 1,2 mm breite zirkuläre Hohlkehlpräparation mit 2° konischen Präparier- und Finierdiamantendiamanten durchgeführt (Präparierdiamant: 6878 K 023; Finierdiamant: 8878 K 021, Brasseler). Hierauf folgten das Präparieren und Finieren der Okklusalfächen und das Anlegen einer vestibulären und palatinalen Gegenschrägung, so dass die Stümpfe vestibulär und oral eine Höhe von 6 mm bis zur Schmelz-Zement-Grenze aufwiesen, sowie mesial und distal eine Höhe von 4 mm bis zur Schmelz-Zement-Grenze. Die vestibuläre und orale Gegenschrägung wurde ab einer Stumpfhöhe von 4,5 mm angelegt:

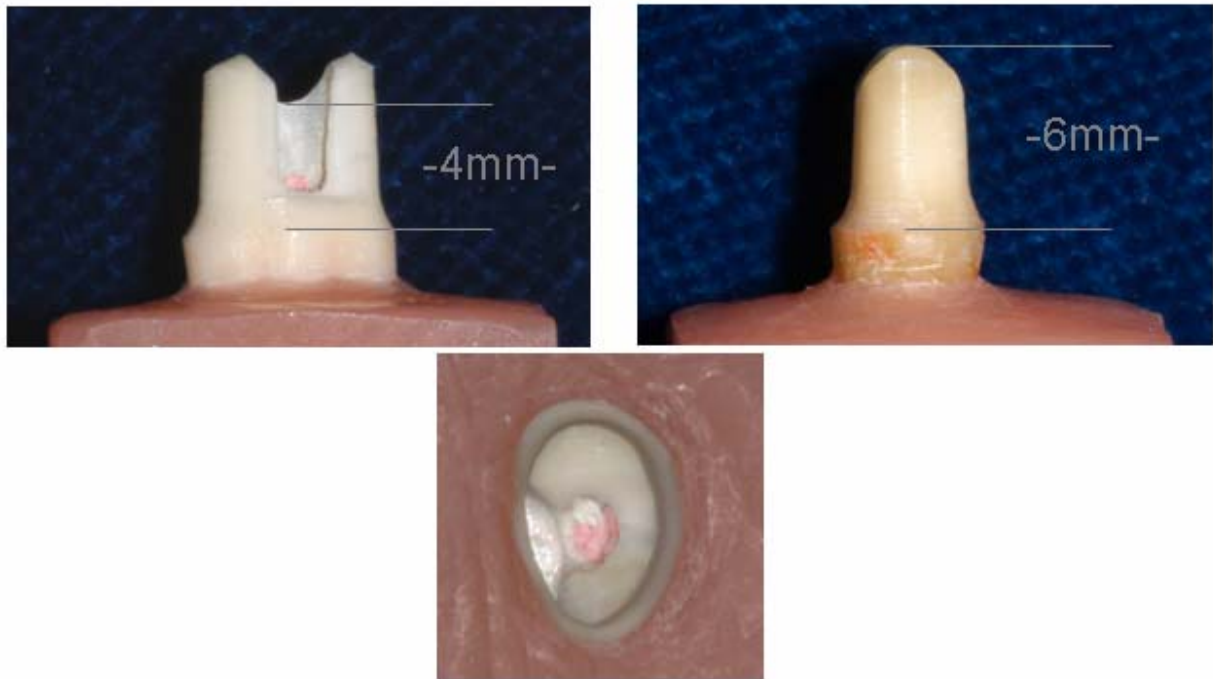


Abbildung 5: Kronenpräparation

### 4.2.5. Präparation der Kanäle

#### Das CeraPost-System

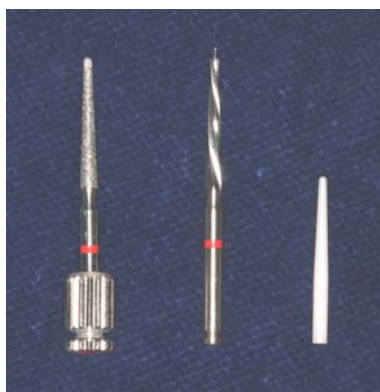


Abbildung 6: CeraPost-Wurzelstiftsystem

Die vorgefertigten CeraPost-Stifte haben eine zylindro-konische Form, wobei die Konizität von 4,2° auf einer Länge von 12 mm vorhanden ist. Sie sind 25 mm lang und in drei Größen mit den Farbkodierungen gelb (50), rot (90) und blau (110) erhältlich und auf die Kanalaufbereitungsinstrumente des ER-Wurzelstiftsystems nach Hofmann abgestimmt. Die Wurzelstifte bestehen aus 94,9 % Zirkondioxid und 5,1 % teilstabilisierten Yttriumoxiden, sind weißlich opak und zur Retentionserhöhung bereits vom Hersteller mit 50 µm Aluminiumoxid sandgestrahlt.

Zusammensetzung:	94,9% ZrO <sub>2</sub> , 5,1% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Biegefestigkeit:	820 MPa
Elastizitätsmodul:	200 GPa

Tabelle 8: Materialdaten der CeraPost–Wurzelkanalstifte [81]

Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgte maschinell mit den Normbohrern des ER-Wurzelstiftsystems in der Farbkodierung rot (90). Nach der Pilotbohrung mit dem Pilotbohrer 183LB folgte die Erweiterung der Wurzelkanäle mit dem Erweiterer 196 auf einer Länge von 11 mm gemessen vom approximalen Kasten der Kavitäten. Anschließend wurden die Kanalwände mit Hilfe des auf den Erweiterer abgestimmten diamantierten Aufrauhinstrumentes 196D (Rauhtiefe: ca. 52 µm) manuell durch 2 - 3 drucklose Umdrehungen mechanisch konditioniert. Nach Überprüfung der Wurzelstiftpassung erfolgte die Kürzung der Stifte auf eine Gesamtlänge von 15 mm. Die Stifte wurden danach mit Alkohol gereinigt und getrocknet, die Wurzelkanäle mit Natriumhypochlorit gespült und mit Papierspitzen getrocknet.

Die Zementierung der Wurzelstifte erfolgte in den Gruppen 4 und 10 konventionell mit dem Glasionomerezement Ketac Cem Aplicap mit Hilfe des Kapselmischgerätes Rotomix. Hierzu wurden die Stifte dünn unter Zuhilfenahme eines Einmalpinsels mit Zement bestrichen, mit leichtem Druck in die Kanäle gedrückt und die Überschüsse mit einem Heidemannspatel und Schaumstoffpellets entfernt.

Die Befestigung der Stifte der Gruppen 5 und 11 erfolgte adhäsiv mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Panavia F 2.0 gemäß Herstellerangaben: Hierzu wurden Flüssigkeit A und B des ED-Primers 4 - 5 Sekunden miteinander vermischt, die Wurzelkanäle 60 Sekunden konditioniert und anschließend unter leichtem Luftstrom getrocknet und der überschüssige Primer mit Papierspitzen aus den Kanälen entfernt. Die Pasten A und B wurden danach im Verhältnis 1:1 in maximal 30 Sekunden manuell angemischt und das Befestigungskomposit dünn mit Hilfe eines Einmalpinsels auf

den Stiften verteilt. Es folgte das Einsetzen der Stifte in die Wurzelkanäle und die Entfernung der Überschüsse.

Die gesamte Oberfläche des koronalen Stiftanteils wurde gemäß Herstellerangaben mit einer dünnen Schicht des Befestigungskomposites bestrichen, um einen optimalen Haftverbund zu dem nachfolgenden Füllungskomposit zu erreichen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung für 20 Sekunden.

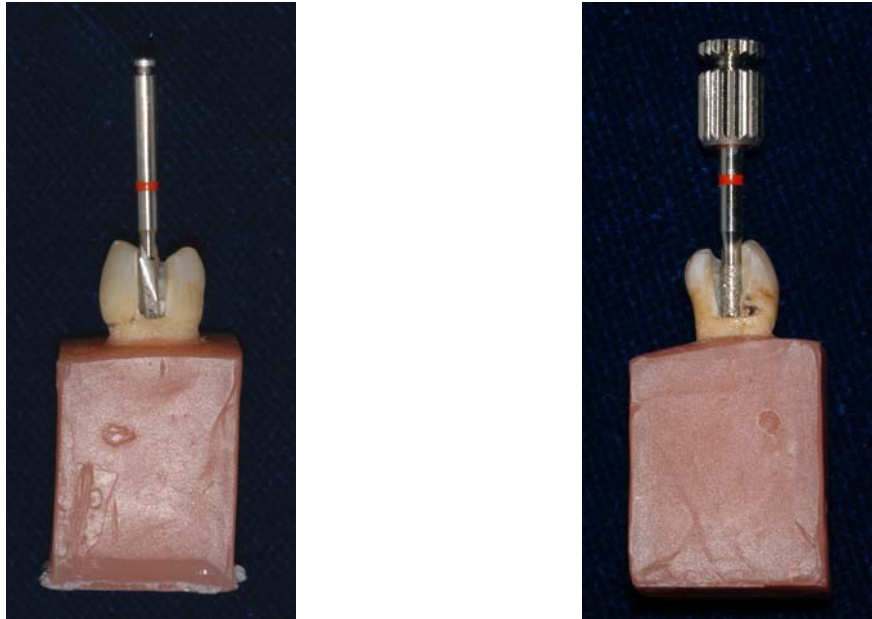


Abbildung 7: CeraPost-Wurzelstiftsystem, Gruppe Füllung, links mit Normbohrer, rechts mit Aufrauhinstrument

#### Das DentinPost-System

Die Aufbereitungsinstrumente des DentinPost-Systems und die Maße und Farbkodierungen der Wurzelstifte entsprechen denen des CeraPost-Systems. Bei dem DentinPost-System existiert allerdings noch die zusätzliche Größe 70 mit der Farbkodierung orange. Somit konnten für die Aufbereitung der Wurzelkanäle dieselben Normbohrer verwendet werden. Bei den DentinPost Wurzelkanalstiften handelt es sich um röntgenopake konfektionierte Wurzelkanalstifte zylindro-konischer Form, die Konizität von  $4,2^\circ$  ist wie bei CeraPost-Stiften auf einer Länge von 12 mm vorhanden.



Abbildung 8: DentinPost-System

Sie werden aus in Epoxidharz eingebetteten, zu einem Großteil axial parallel zueinander verlaufender (unidirektional verlaufender) Glasfasern mit einem Faserdurchmesser von  $13,5\ \mu\text{m}$  und einem Fasergewichtsanteil von 60 % hergestellt. Der Verbund der Grenzfläche zwischen Harz und Fasern wird durch die Verwendung silanisierter Fasern erreicht.

Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgte auf die gleiche Art und Weise und mit gleichem Instrumentarium wie bei den CeraPost-Stiften. Die DentinPost-Stifte wurden ausschließlich mit dem Befestigungskomposit Panavia F 2.0 eingesetzt.

Matrix:	Epoxidharz mit 60 Gew.- % Glasfasern
Biegefestigkeit:	550 MPa
Elastizitätsmodul:	30 GP

Tabelle 9: Zusammensetzung und physikalische Eigenschaften der DentinPost-Wurzelstifte [82]



Abbildung 9: DentinPost, Gruppe Krone

## Das BKS-System



Abbildung 10: BKS-System

Die Wurzelkanalschrauben des BKS-Systems besitzen eine zylindrische Form mit einer seitlichen Zementabflussrinne. Die Aufbereitungsinstrumente sind aufeinander abgestimmt und stehen in fünf Größen mit je einem Kanalformer und einem Gewindeschneider, sowie einem für alle Größen geeigneten Schraubensetter zur Verfügung. Die Schrauben werden aus der Titanlegierung TiAl6V4 unter Kaltverformung und Zerspanung hergestellt.

Material:	TiAl6V4
Zugfestigkeit:	900-1000 MPa
Elastizitätsmodul:	113 GPa

Tabelle 10: Physikalische Eigenschaften BKS-Schrauben (Braun [18])

Es wurden die Schrauben gelber Farbkodierung mit 18 mm Gesamtlänge und 14 mm Gewindelänge verwendet. Der Außendurchmesser der Schrauben beträgt 1,6 mm bei einem Kerndurchmesser von 1,2 mm (117BKS.2). Die Wurzelkanäle wurden mit dem Kanalformer der entsprechenden Größe (152BKS.204.2) auf einer Länge von 11 mm maschinell aufbereitet. Anschließend wurde mit dem größenzugehörigen Gewindeschneider (118BKS.000.2) das Gewinde vorgeschritten. Danach konnte die Passung der formkongruenten BKS-Schrauben mit Hilfe des Schraubensetters (119BKS.000) überprüft werden. Im Anschluss wurden die Kanäle mit Natriumhypochlorit gespült, somit die Dentinspäne entfernt und die Kanäle mit Papierspitzen getrocknet. Nach Reinigung der Schrauben mit Alkohol und Trocknung erfolgte das konventionelle Zementieren mit dem Glasionomermzement Ketac

Cem Aplicap mit Hilfe des Kapselmischgerätes Rotomix. Nach Abbinden des Zementes wurden die Schrauben auf eine Gesamtlänge von 15 mm gekürzt.

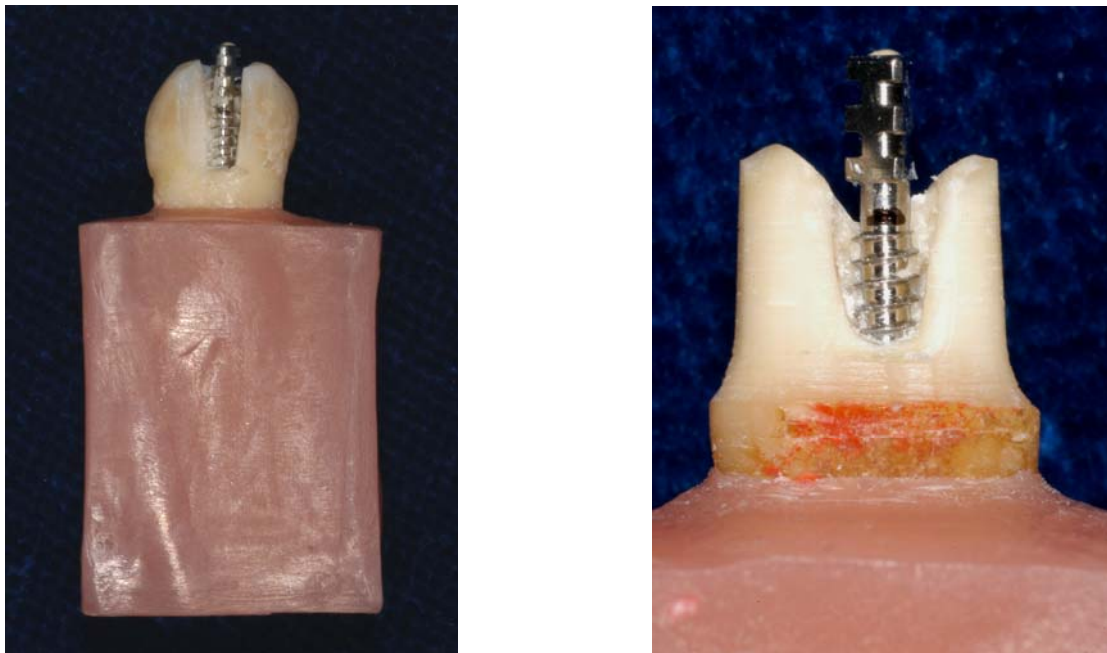


Abbildung 11: BKS, „inserierte Schraube“, links Gruppe Füllung, rechts Gruppe Krone

Das DT Light Post-System



Abbildung 12: DT Light Post-System



Der DT Light SL ist ein konfektionierter Wurzelkanalstift aus quarzfaserverstärktem Komposit. Die Quarzfasern haben einen Durchmesser von 14 µm, einen Fasergewichtsanteil von 75 % und sind in einer modifizierten Epoxidharzmatrix eingebettet. Die Wurzelstifte werden laut Herstellerangaben nach einem patentierten Verfahren mit bereits vorgedehnten Fasern hergestellt. Die neu entwickelten Stifte DT Light SL besitzen eine bereits vorsilikatisierte und -silanisierte Oberfläche zur Optimierung des Haftverbundes zwischen Stift und Befestigungskomposit. Diese Schicht wird durch eine patentierte Polymer-Lackschicht vor Kontamination und Deaktivierung geschützt. Die Stifte und entsprechend abgestimmten Aufbereitungsinstrumente sind in vier Größen in den „Double Taper“-Designs mit den Farbkodierungen schwarz (Grösse 0: 80; DT 02/04), rot (Grösse 1: 90; DT 02/06) gelb (Grösse 2: 100, DT 02/08) und blau (Grösse 3: 120; DT 02/10) erhältlich. Bei diesem Stiftdesign ändert sich die Konizität von 2 % im apikalen 4 mm langen Abschnitt der Stifte auf entsprechend 4 %, 6 %, 8 % oder 10 % im oberen Abschnitt auf einer Länge von 9 mm. Der 6,4 mm lange Kopfteil der Stifte hat eine zylindrische Form, die Spitze ist 0,6 mm lang.

Matrix:	Epoxidharz mit 75 Gew.- % Quarzfasern
Biegefestigkeit:	1600 MPa
Elastizitätsmodul:	15 GPa

Tabelle 11: Materialdaten DT Light Post [145]

In dieser Studie wurden die Stifte der Farbkodierung gelb verwendet. Nach Pilotbohrung mit dem DT Universal Drill erfolgte die Präparation der Kanäle mit dem DT Finishing Drill der entsprechenden Größe (2, gelb). Nach Überprüfung der Wurzelstiftpassung wurden die Stifte auf eine Gesamtlänge von 15 mm gekürzt, mit Alkohol gereinigt und getrocknet. Die Wurzelkanäle wurden mit Natriumhypochlorit gespült und mit Papierspitzen getrocknet. Es folgte die Konditionierung der Kanalwände mit ED Primer und die Befestigung der Wurzelstifte mit Panavia F 2.0.

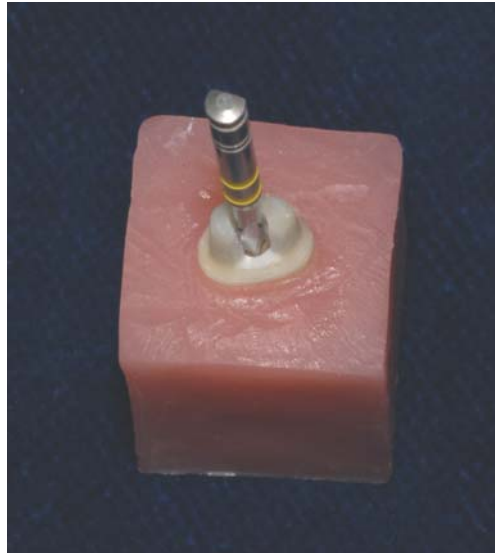


Abbildung 13: Normbohrung, DT Light Post

Die Restauration der Prüfkörper der Gruppen 2 und 8 erfolgte als Kontrolle ohne Stifte.

#### 4.2.6. Koronale Restauration der Prüfkörper

##### Legen der Füllungen und Aufbaufüllungen

Das Füllen der zweiflächigen Kavitäten der Prüfkörper erfolgte in allen Gruppen mit dem Mikrohybridkomposit Herculite XRV und dem Primer-Adhäsiv-System Optibond FL (KerrHawe, Bioggio, CH). Das mikrogefüllte Feinpartikelhybridkomposit Herculite XRV enthält ca. 79 Gewichtsprozent anorganische Füllkörper bei einer durchschnittlichen Partikelgröße von 0,6  $\mu\text{m}$ . Optibond FL (filled and lightcured) ist ein lichthärtendes und zu 48 % glasgefülltes Adhäsiv für Schmelz- und Dentin-Bonding. Die Füller reduzieren die Schrumpfung und erhöhen die mikromechanische Haftung an der Zahnhartsubstanz.

Zuerst wurden die Schmelz- und Dentinflächen gemäß der Total-etch-Technik (Schmelz: 45 Sekunden, Dentin 15 Sekunden) mit 37,5 %-iger Phosphorsäure (Gel etchant, KerrHawe) angeätzt, die Säure 15 Sekunden lang sorgfältig mit Wasser abgespült und die Flächen 5 Sekunden unter leichtem Luftstrom getrocknet. Danach wurde Optibond FL Primer mit Microbrush-Einwegbürstchen (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) auf Schmelz und Dentin appliziert, 30 Sekunden einmassiert und danach die Überschüsse fächelnd mit ölfreier Luft verblasen, so dass das Dentin leicht glänzte. Im Anschluss wurde Optibond FL Adhäsiv mit Microbrush-Einwegbürstchen auf Schmelz und Dentin aufgetragen, die Überschüsse verblasen und anschließend 20 Sekunden lichtgehärtet. Herculite XRV wurde in Schichttechnik mit einer maximalen Schichtdicke von 2 mm je Schicht in die Kavitäten eingefüllt, kondensiert und jeweils für 40 Sekunden lichtgehärtet.

In den Gruppen 2-7 erfolgte nach dem Legen der Füllungen deren Ausarbeitung und Politur mit Kompositpolierern (9400, 9401, 9402, jeweils 030, Brasseler).

Nach dem Legen der Aufbaufüllungen in den Gruppen 8-13 wurden die einzelnen Stümpfe nochmals mit dem Finierdiamanten (8878K 021, Brasseler) nachpräpariert.

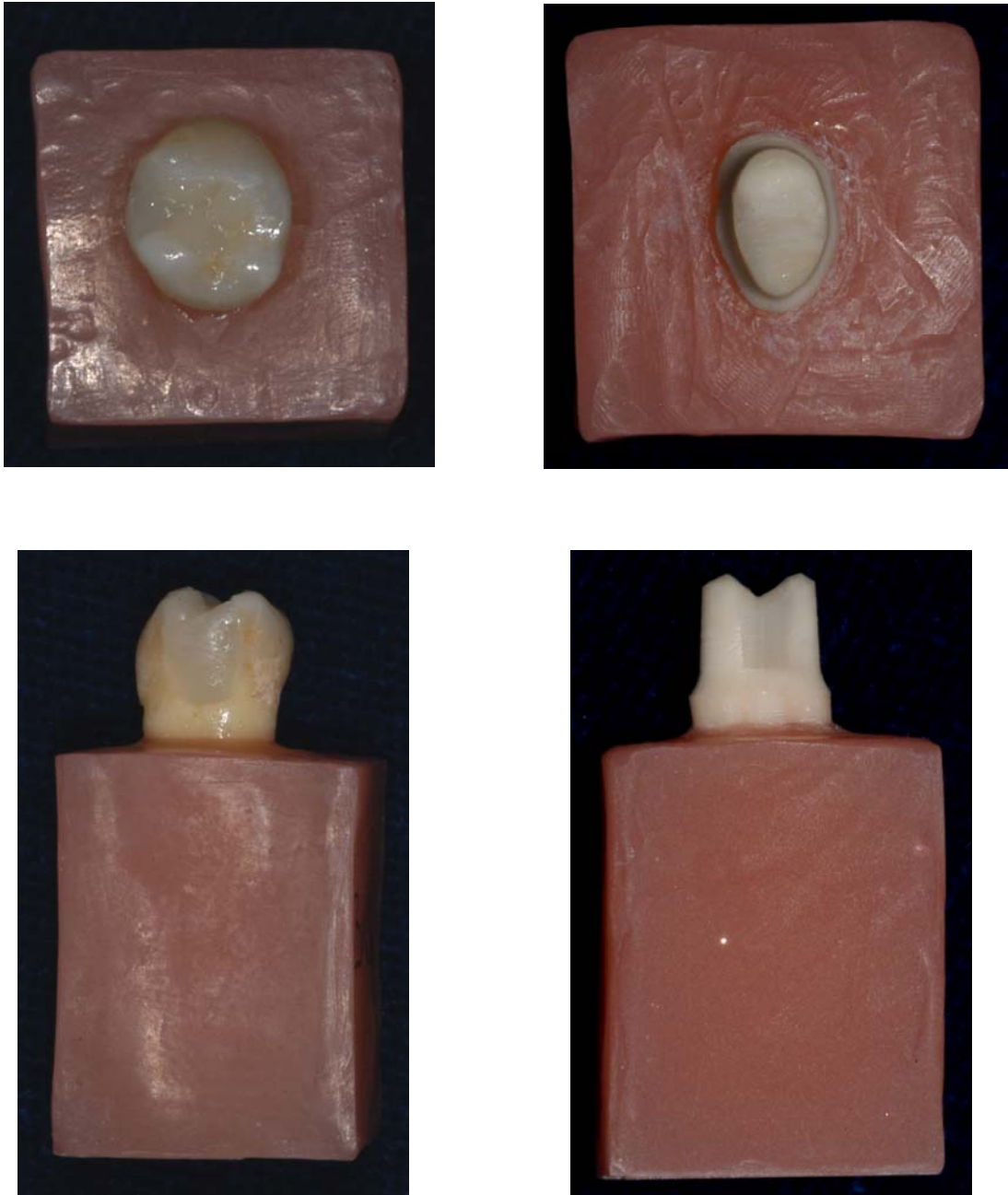


Abbildung 14: links: fertige Füllungen; rechts: fertige Aufbaufüllungen mit Kronenpräparation

### Herstellung der NEM-Kronen

Zur Abformung der Prüfkörper der Gruppen 8-13 mit Permadyne und Impregum (3M ESPE, Seefeld, D) kamen handelsübliche Eiswürfelformer (Haushaltswarenbedarf) zum Einsatz. So konnten die acht Prüfkörper jeder Prüfgruppe immer gleichzeitig abgeformt werden.

Nach Trocknung der Prüfkörper wurden diese einzeitig-zweiphasig mit Permadyne/Impregum abgeformt. Hierzu wurden die Probekörper mit dem dünnfließenden Permadyne umspritzt. Anschließend wurde das Permadyne mit Druckluft verblasen und die koronalen Anteile der Probekörper mit leichtem Druck in den einzelnen mit Impregum gefüllten Fächern der Eiswürfelformer positioniert. Nach etwa fünfminütiger Abbindezeit wurden die Probekörper aus den Abformungen entnommen, welche nach zweistündiger Rückstellzeit mit Superhartgips (Die Stone, Heraeus Kulzer) ausgegossen werden konnten. Die Gipsmodelle wurden nach Entformung mit einem Stumpflack (Margidur, Benzer Dental, Zürich, CH) gehärtet, die Präparationsgrenzen mit einem graphitfreien Minenbleistift eingezeichnet und eine Schicht Distanzlack (Orbis Dental, Münster, D) auf die Stümpfe bis 2 mm koronal der Präparationsgrenze aufgetragen. Anschließend erfolgte die Isolierung der Gipsstümpfe mit Mikروفilm (KerrHawe).

Um für alle Prüfkörper eine einheitliche Dimensionierung bezüglich der Wandstärken der einzelnen Kronen zu erhalten, musste eine spezielle Form hergestellt werden. Hierzu wurden die Krone eines unversehrten gesockelten Prämolaren und der obere Anteil seines Kunststoffsockels mit dem Silikon esthetic-gum transparent (Picodent, Wipperfürth, D) umspritzt. Nach Abbinden des Silikons wurde diese Form mit einem Einmalskalpell in zwei Hälften zerteilt. Durch die identischen Ausmaße der Kunststoffsockel der einzelnen Prüfkörper und die mittig in den Sockeln eingebetteten Zähne war es somit möglich, die beiden Hälften der Silikonform über jedem einzelnen Gipsstumpf in gleicher Art zu positionieren. Die Schnittstelle der zusammengefügt Hälften konnte mit Modellierwachs von außen dicht verschlossen werden.

Die Kronenränder wurden an jedem Stumpf manuell mit Zervikalwachs modelliert. Danach wurde flüssiges Modellierwachs in die geschlossene Silikonform gefüllt und der Gipsstumpf so in die wachsgefüllte Form getaucht, dass sich der Sockel des Gipsmodells passgenau in die Form fügte. Nach Abkühlen des Wachses konnten die beiden Hälften der Form voneinander gelöst und Unregelmäßigkeiten der Kronen korrigiert werden. Ebenso wurden die Kronenränder nochmals mit Zervikalwachs individuell nachmodelliert und die Wandstärken der einzelnen Wachskronen mit dem Kronentasterzirkel überprüft (2 mm okklusal, palatinal, mesial und distal, 2,5 mm bukkal).

Die fertig modellierten Kronen wurden mit einem Wachsdraht angestiftet und je acht Kronen gleichzeitig in einer Muffel positioniert. Die Einbettung erfolgte gemäß Herstellerangaben mit der Einbettmasse Star-Vest und der dazugehörigen Anmischflüssigkeit, welche im Verhältnis 21:11 aqua dest. verwendet wurde (Fa. Weber Dental, Stuttgart, D). Nach mehreren Stunden Wartezeit wurden die Muffeln von Raumtemperatur mit einer Steigrate von 4 °C/min auf die Endtemperatur von 900 °C aufgeheizt, wobei bei 300 °C eine erste Haltestufe von 70 Minuten und bei 600 °C eine weitere Haltestufe von 50 Minuten erfolgte. Das Gießen der Kronen mit der Nichtedelmetalllegierung

Remanium 2000 (Dentaurum, Pforzheim, D) erfolgte bei einer Temperatur von etwa 1450 °C. Nach dem Abkühlen der Muffeln wurden die Kronen ausgebettet, mit Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bei 2 bar sandgestrahlt und anschließend für sechs Minuten im Glanzbad elektrolytisch gegläntzt. Die Gusskanäle wurden mit einer diamantierten Trennscheibe abgetrennt und verschliffen, danach folgte das Aufpassen der Kronen auf die Gipsmodelle. Die Ausarbeitung und Politur der Kronen erfolgte mit NEM-Polierern (Brasseler). Anschließend wurde die Passung der Kronen auf den Prüfkörpern überprüft und noch vorhandene Störstellen gegebenenfalls entfernt. Nachfolgend wurden die Kronen mit Alkohol gereinigt und getrocknet und mit dem Glasionomermzement Ketac Cem zementiert. Die Entfernung der Überschüsse erfolgte mit einem Heidemannspatel und Wattepellets.



Abbildung 15: Zementierte NEM-Krone

### 4.3. Thermowechselast

Alle Prüfkörper wurden einer thermischen Wechselbelastung im Thermozyklierer (Willytec, Gräfelfing, D) ausgesetzt. Dabei wurden 10.000 Zyklen bei Wasserbadtemperaturen von 5 °C und 55 °C ausgeführt. Die Verweildauer für jede Temperatur betrug 30 Sekunden. Aufgrund der Wechselzeit ergab sich je Zyklus eine Gesamtdauer von etwa 70 Sekunden.



Abbildung 16: Thermozyklierer W15 (Willytec, München)

#### 4.4. Mechanische Wechsellast

An die thermische Alterung schloss sich die mechanische Alterung im Kausimulator (Willytec) an. Je acht Prüfkörper können gleichzeitig in den Kammern des Kausimulators mit Hilfe der eigens auf die Maße der Kunststoffsockel abgestimmten, speziellen Probenhalter fixiert werden. Als Antagonisten fanden Stahlstempel mit halbkugeligem Ende Verwendung, deren Durchmesser 4 mm betrug. Die Belastung erfolgte in der Fossa in einem Winkel von  $45^\circ$  zur Zahnachse. Bei den mit Kompositfüllungen versorgten Prüfkörpern wurde die Einstellung der Antagonisten so vorgenommen, dass die Belastung der Prüfkörper ausschließlich auf den Füllungen und nicht im Randbereich zwischen Füllung und Zahn erfolgte.

Zyklen:	1,2 Mio.
Hubhöhe:	3 mm
Absenkgeschwindigkeit:	10 mm/s
Hubgeschwindigkeit:	70 mm/s
Gewicht:	50 N
Endposition:	oben

Tabelle 12: Parameter der Kausimulation

Die Kausimulation erfolgte permanent im feuchten Milieu (Aqua dest.).



Abbildung 17: Kausimulator: links geflutete Einzelkammer mit einer eingespannten Probe, rechts Gesamtanordnung

#### 4.5. Statischer Bruchversuch

Der nachfolgende Bruchtest erfolgte mit Hilfe der Universalprüfmaschine Zwick Z020. Die Prüfkörper konnten hierzu in den für die Kunststoffsockel passgenauen Probenhalter der Universalprüfmaschine unverschiebbar fixiert werden. Die Belastung erfolgte mit einem Stahlstempel mit halbkugeligem Ende von 4 mm Durchmesser im 45°-Winkel zur Zahnachse auf dem zentralen Höckerabhang des bukkalen Höckers bei einem Vorschub von 0,5 mm/min. Um punktförmige Belastungen zu vermeiden wurde zwischen Antagonistenstempel und Prüfkörper eine 0,5 mm dicke Thermoplastfolie (Duran, Fa. Scheu Dental GmbH, Isarlohn, D) interponiert. Die

Bruchabschaltsschwelle wurde bei 30 %-igem Kraftabfall festgelegt und der Kraft-/ Wegverlauf für jeden einzelnen Prüfkörper in einem Diagramm aufgezeichnet.



Abbildung 18: Statischer Bruchtest: Probekörper in Universalprüfmaschine Zwick Z020

#### 4.6. Röntgenaufnahmen der Prüfkörper

Von jedem Prüfkörper wurden nach erfolgter Kausimulation und nach dem Bruchtest digitale Röntgenbilder mit dem Röntgengerät Sirona Heliodont DS (Fa. Sirona, Bensheim, D) angefertigt. Zur Standardisierung wurde der Sensor „Universal“ in einem Rinn-Halter eingespannt, so dass der Zentralstrahl im rechten Winkel auf den Probekörper traf. Es wurde immer 0,06 s bei einer Röhrenspannung von 60 kV belichtet.

#### 4.7. Auswertung der Röntgenbilder und Analyse der Bruchflächen

Nach der Auswertung der Röntgenaufnahmen wurden alle Prüfkörper nach dem statischen Bruchversuch mit Hilfe einer Trennscheibe (6924, Größe 220, Brasseler) aus den Kunststoffsockeln herausgeschliffen und die Bruchspalten durch Anfärben mit schwarzer Schreibtinte (Parker, Baden-Baden, D) dargestellt. Nach Skizzierung der Bruchverläufe wurden die Zähne mit Hilfe der Trennscheibe gespalten, die einzelnen Stifte herausgelöst und auf Frakturen untersucht. Im Anschluß wurden die Ergebnisse der Röntgenauswertung mit den tatsächlichen Bruchmodi verglichen.



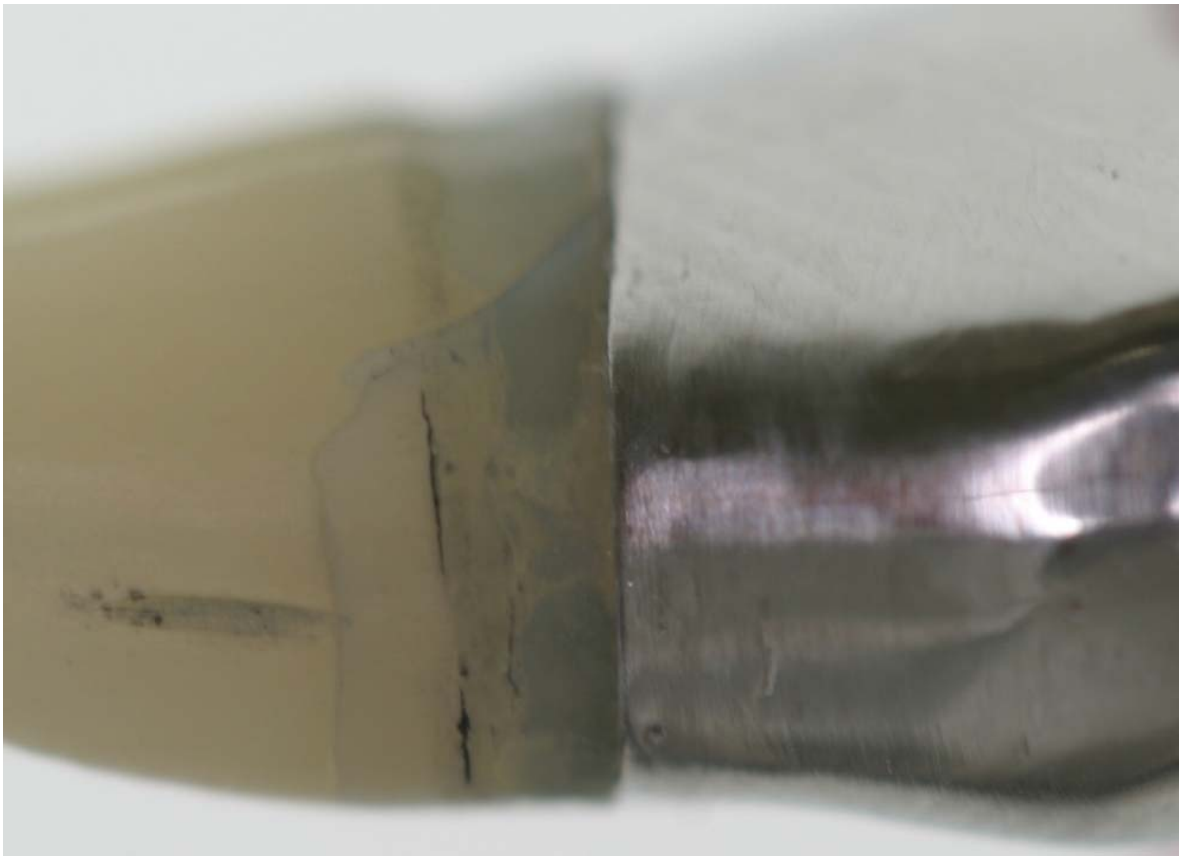


Abbildung 19: Bruchspaltanfärbung

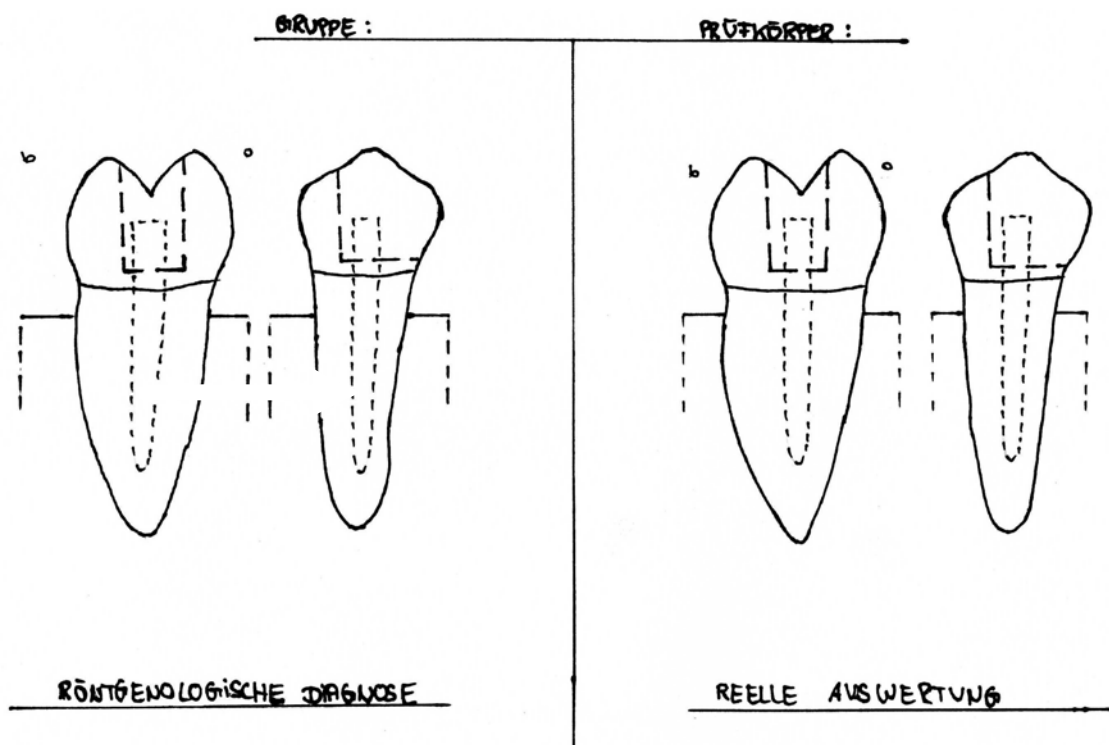


Abbildung 20: Auswertungsschema zur Analyse der Röntgenbilder und tatsächlichen Bruchverläufe

## 4.8. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows, Version 14.01 (Fa. SPSS GmbH Software, München, D) durchgeführt.

Hierbei wurden deskriptive Statistiken verwendet. Zur graphischen Darstellung dieser Statistiken kamen Box-Plot- und Balkendiagramme zur Anwendung. Um die Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen herauszuarbeiten wurde der nicht-parametrische U-Test nach Mann-Whitney verwendet.

Bei einem Box-Plot-Diagramm erstreckt sich eine Box zwischen dem 25 %- Quartil und dem 75 %- Quartil und beinhaltet den mittleren Wertebereich mit 50 % der Werte. Ebenfalls dargestellt werden der Median, der Maximal- und Minimalwert, sowie Ausreißerwerte. Der Median ist der Wert, der die Verteilung in zwei Hälften gliedert, der Mittelwert stellt hingegen den allgemeinen Durchschnitt dar. Der Median deckt im Vergleich zum arithmetischen Mittel Ausreißerwerte besser auf, somit wird durch die Box-Länge die Variabilität eines Merkmals charakterisiert und durch den Median die zentrale Tendenz.

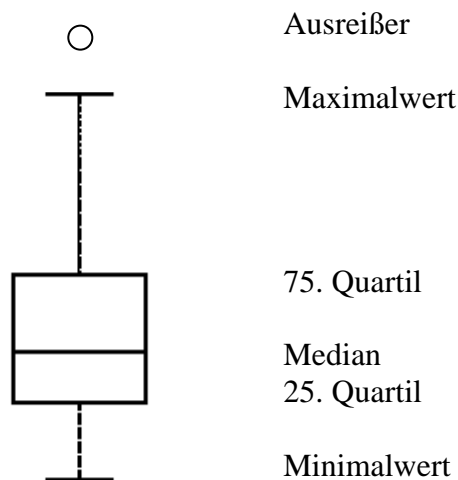


Abbildung 21: Darstellung einer Box – Plot - Graphik

## 5. ERGEBNISSE

### 5.1. Analyse der Bruchlast

Der Prüfkörper Nr. 5 der 4. Prüfgruppe (CeraPost + Ketac + Füllung) frakturierte bereits während der Kausimulation und wurde bei der Bruchlastprüfung nicht berücksichtigt. Der Prüfkörper Nr. 7 der 9. Prüfgruppe (BKS + Krone) wurde aufgrund eines Einstellungsfehlers ebenfalls von der Auswertung des statischen Bruchtestes ausgeschlossen.

	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabweichung</i>	<i>Median</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>
<i>unversehrter Zahn</i>	<b>792,50</b>	<b>210,01</b>	<b>846,00</b>	<b>509,00</b>	<b>1.030,00</b>
<i>Füllung/kein Stift</i>	<b>361,50</b>	<b>78,41</b>	<b>344,00</b>	<b>281,00</b>	<b>518,00</b>
<i>Füllung + BKS</i>	<b>452,63</b>	<b>88,77</b>	<b>441,50</b>	<b>330,00</b>	<b>598,00</b>
<i>Füllung + CeraPost + Ketac</i>	<b>368,57</b>	<b>67,11</b>	<b>360,00</b>	<b>285,00</b>	<b>473,00</b>
<i>Füllung + CeraPost + Panavia</i>	<b>341,63</b>	<b>57,67</b>	<b>343,50</b>	<b>261,00</b>	<b>421,00</b>
<i>Füllung + DentinPost</i>	<b>481,88</b>	<b>111,11</b>	<b>458,50</b>	<b>341,00</b>	<b>657,00</b>
<i>Füllung + DT Light SL</i>	<b>555,63</b>	<b>206,72</b>	<b>535,50</b>	<b>355,00</b>	<b>984,00</b>
<i>Krone/kein Stift</i>	<b>399,13</b>	<b>95,23</b>	<b>397,00</b>	<b>255,00</b>	<b>551,00</b>
<i>Krone + BKS</i>	<b>339,29</b>	<b>81,71</b>	<b>324,00</b>	<b>246,00</b>	<b>451,00</b>
<i>Krone + CeraPost + Ketac</i>	<b>327,00</b>	<b>45,84</b>	<b>325,50</b>	<b>275,00</b>	<b>391,00</b>
<i>Krone + CeraPost + Panavia</i>	<b>384,13</b>	<b>93,59</b>	<b>369,50</b>	<b>283,00</b>	<b>592,00</b>
<i>Krone + DentinPost</i>	<b>366,38</b>	<b>64,22</b>	<b>371,50</b>	<b>254,00</b>	<b>433,00</b>
<i>Krone + DT Light SL</i>	<b>421,75</b>	<b>90,19</b>	<b>408,00</b>	<b>295,00</b>	<b>580,00</b>

Tabelle 13: Darstellung der Minimal-, Maximal- und Mittelwerte der Bruchlasten in den einzelnen Versuchsgruppen mit Standardabweichungen

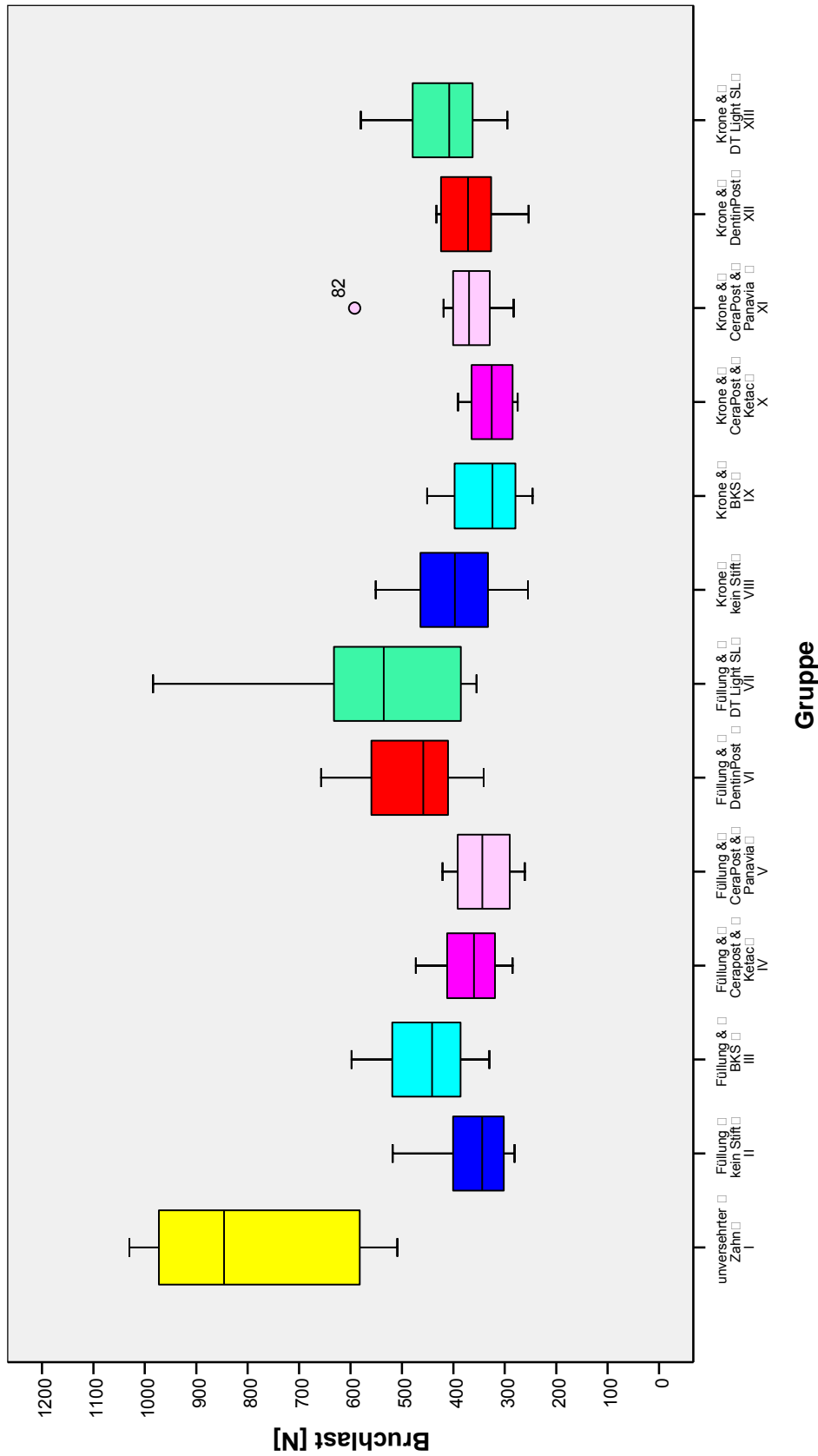
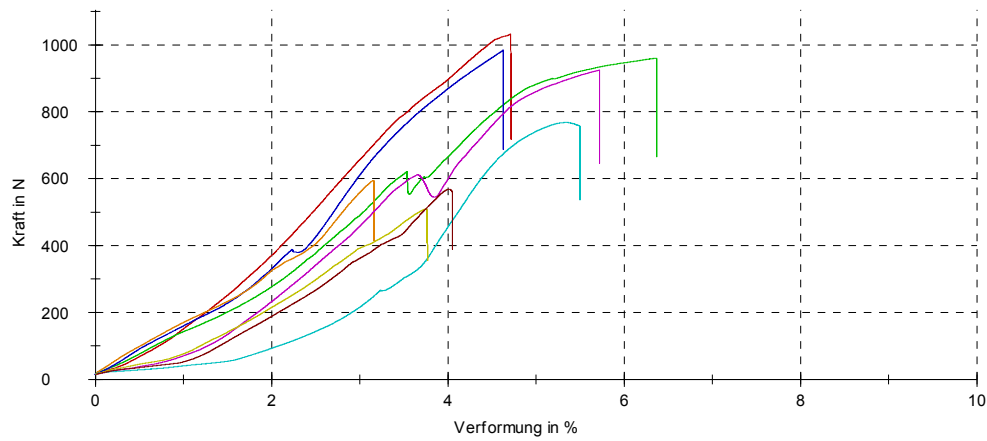
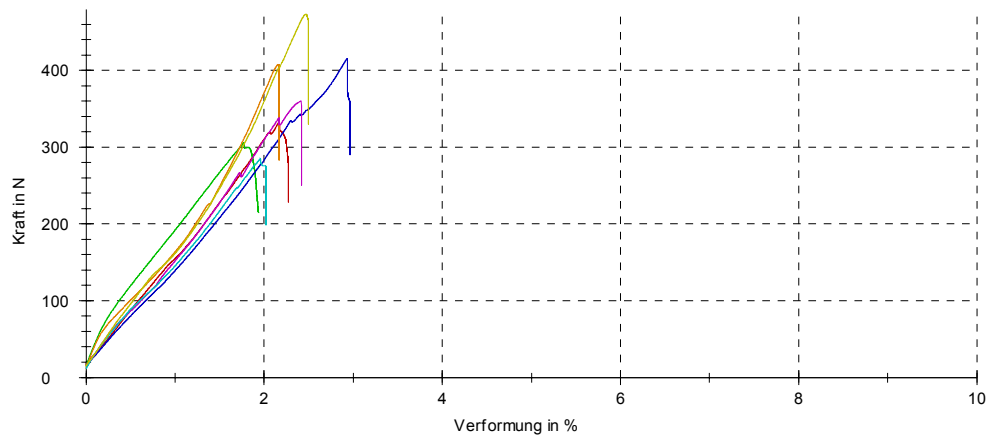


Abbildung 22: Box – Plotdarstellung der Bruchlastwerte in [N]

## Unversehrte Prämolaren:



## Füllung + CeraPost + Ketac:



## Füllung + DT Light SL:

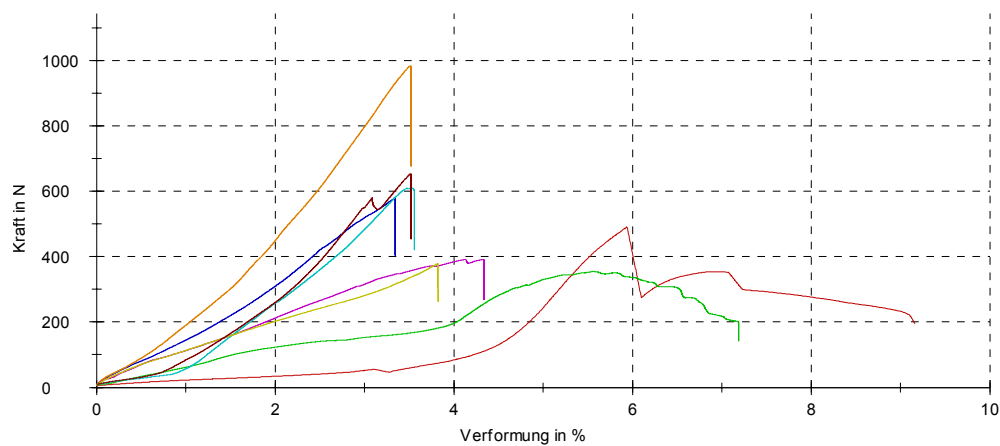


Abbildung 23: Darstellung der Kraft-Weg-Diagramme des statischen Bruchversuches, exemplarisch die drei genannten Gruppen (alle Gruppen: siehe Anhang)

Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
Gruppe I: unversehrter Zahn								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>1.030,00</b>	<b>960,00</b>	<b>985,00</b>	<b>595,00</b>	<b>924,00</b>	<b>768,00</b>	<b>509,00</b>	<b>569,00</b>
Gruppe II: Füllung/kein Stift								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>421,00</b>	<b>330,00</b>	<b>380,00</b>	<b>309,00</b>	<b>281,00</b>	<b>358,00</b>	<b>518,00</b>	<b>295,00</b>
Gruppe III: Füllung + BKS								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>435,00</b>	<b>364,00</b>	<b>448,00</b>	<b>408,00</b>	<b>520,00</b>	<b>518,00</b>	<b>330,00</b>	<b>598,00</b>
Gruppe IV: Füllung + CeraPost + Ketac								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>332,00</b>	<b>306,00</b>	<b>416,00</b>	<b>408,00</b>	.	<b>360,00</b>	<b>285,00</b>	<b>473,00</b>
Gruppe V: Füllung + CeraPost + Panavia								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>383,00</b>	<b>400,00</b>	<b>421,00</b>	<b>261,00</b>	<b>298,00</b>	<b>283,00</b>	<b>341,00</b>	<b>346,00</b>
Gruppe VI: Füllung + DentinPost								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>637,00</b>	<b>456,00</b>	<b>461,00</b>	<b>394,00</b>	<b>482,00</b>	<b>341,00</b>	<b>657,00</b>	<b>427,00</b>
Gruppe VII: Füllung + DT Light SL								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>491,00</b>	<b>355,00</b>	<b>580,00</b>	<b>984,00</b>	<b>392,00</b>	<b>610,00</b>	<b>379,00</b>	<b>654,00</b>
Gruppe VIII: Krone/kein Stift								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>426,00</b>	<b>368,00</b>	<b>255,00</b>	<b>346,00</b>	<b>452,00</b>	<b>551,00</b>	<b>476,00</b>	<b>319,00</b>
Gruppe IX: Krone + BKS								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>451,00</b>	<b>277,00</b>	<b>446,00</b>	<b>246,00</b>	<b>324,00</b>	<b>349,00</b>	.	<b>282,00</b>
Gruppe X: Krone + CeraPost + Ketac								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>338,00</b>	<b>334,00</b>	<b>391,00</b>	<b>317,00</b>	<b>391,00</b>	<b>275,00</b>	<b>282,00</b>	<b>288,00</b>
Gruppe XI: Krone + CeraPost + Panavia								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>419,00</b>	<b>592,00</b>	<b>331,00</b>	<b>361,00</b>	<b>378,00</b>	<b>327,00</b>	<b>283,00</b>	<b>382,00</b>
Gruppe XII: Krone + DentinPost								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>254,00</b>	<b>348,00</b>	<b>415,00</b>	<b>305,00</b>	<b>433,00</b>	<b>351,00</b>	<b>392,00</b>	<b>433,00</b>
Gruppe XIII: Krone + DT Light SL								
Bruchlast $F_{\max}(N)$	<b>424,00</b>	<b>458,00</b>	<b>500,00</b>	<b>347,00</b>	<b>580,00</b>	<b>295,00</b>	<b>392,00</b>	<b>378,00</b>

Tabelle 14: Bruchlastwerte der Probekörper aller Versuchsgruppen

Beim Vergleich der Bruchlastwerte in Abhängigkeit von der koronalen Versorgung wurde für die Füllungsgruppen (Mittelwert 428,21 N / SD 132,88 N) im Vergleich zu den Kronengruppen (Mittelwert 373,66 N / SD 82,89 N) ein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt ( $p < 0,05$ ).

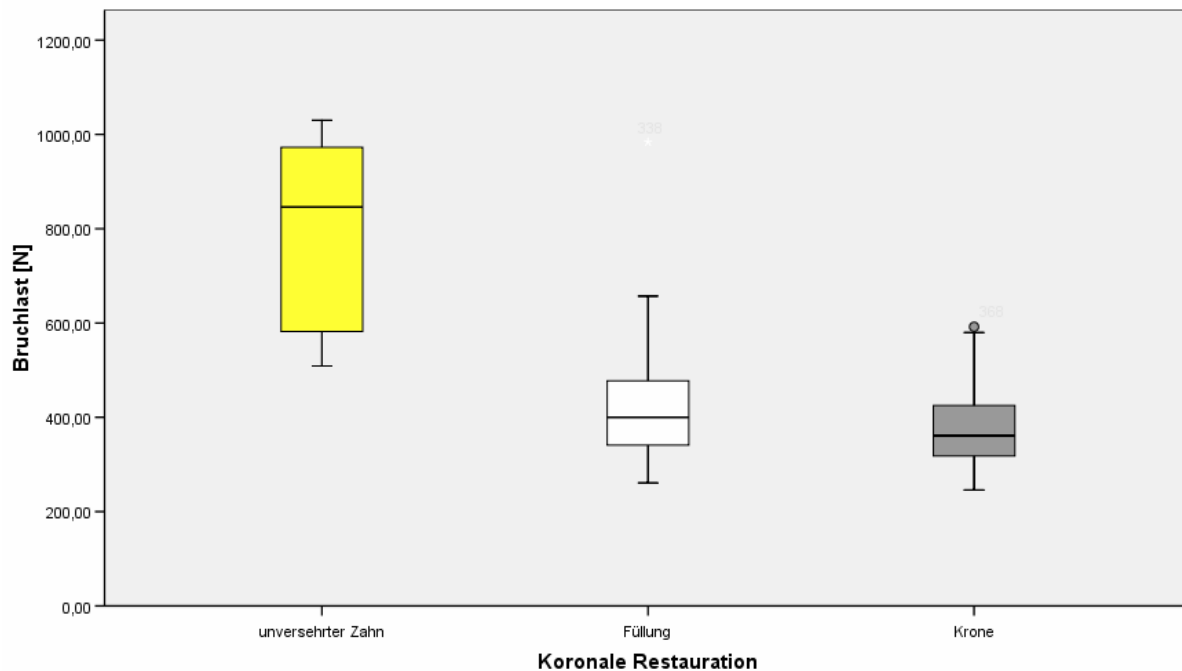


Abbildung 24: Box – Plotdarstellung der Bruchlast in Abhängigkeit von der koronalen Restauration in [N]

Die höchste Bruchlast ergab sich in der Vergleichsgruppe mit unversehrten Prämolaren (Mittelwert 792,50 N / SD 210,01 N). Diese unterschied sich signifikant von den Ergebnissen aller anderen Prüfgruppen mit Ausnahme der Gruppe Füllung + DT Light SL (Mittelwert 555,63 N / SD 206,72 N), bei der von den Prüfgruppen 2-13 die höchste Bruchlast ermittelt wurde. Die Bruchlasten der Gruppen Füllung + DT Light SL und Füllung + DentinPost (Mittelwert 481,88 N / SD 111,11 N) unterscheiden sich voneinander nicht signifikant, sind jedoch sowohl signifikant größer als die Bruchlasten aller anderen Füllungsgruppen mit Ausnahme der Gruppe Füllung + BKS (Mittelwert 452,63 N / SD 88,77 N) als auch aller Kronengruppen mit Ausnahme der Gruppen Krone + DT Light SL (Mittelwert 421,75 N / SD 90,19 N) und Krone / Kein Stift (Mittelwert 399,13 N / SD 95,23 N). Die Bruchlast der Gruppe Füllung + BKS war signifikant größer als die der Gruppen Füllung / Kein Stift (Mittelwert 361,50 N / SD 78,41 N), Füllung + CeraPost + Panavia (Mittelwert 341,63 N / SD 57,67 N), Krone + BKS (Mittelwert 339,29 N / SD 81,71 N) und Krone + CeraPost + Ketac (Mittelwert 327,00 / SD 45,84 N). Die höchste Bruchlast der Kronengruppen zeigte die Gruppe mit DT Light SL (Mittelwert 421,75 N / SD 90,19 N), der Unterschied zur Gruppe Krone + CeraPost + Ketac (Mittelwert 327,00 / SD 45,84 N), welche die niedrigste Bruchlast aller Gruppen zeigte, war signifikant.

	Unver- sehrt Zahn	Füllung/ Kein Stift	Füllung +BKS	Füllung +Cera- Post + Ketac	Füllung +Cera- Post + Panavia	Füllung +Cera- Post + Panavia	Füllung + Dentin- Post	Füllung + DTLight SL	Krone/ Kein Stift	Krone + BKS	Krone + Cera- Post + Ketac	Krone + Cera- Post + Panavia
Füllung/ Kein Stift	0,001	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Füllung + BKS	0,005	0,035	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Füllung + CeraPost + Ketac	0,001	0,728	0,073	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Füllung + CeraPost + Panavia	0,001	0,793	0,016	0,418	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Füllung + DentinPost	0,006	0,021	0,600	0,037	0,007	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Füllung + DT Light SL	0,590	0,021	0,345	0,037	0,012	0,674	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Krone/ Kein Stift	0,001	0,345	0,345	0,418	0,189	0,141	0,059	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
Krone + BKS	0,001	0,487	0,037	0,338	0,817	0,015	0,011	0,203	xxx	xxx	xxx	xxx
Krone + CeraPost + Ketac	0,001	0,462	0,006	0,203	0,462	0,002	0,003	0,093	0,954	xxx	xxx	xxx
Krone + CeraPost + Panavia	0,002	0,529	0,093	0,908	0,563	0,027	0,036	0,674	0,247	0,207	xxx	xxx
Krone + DentinPost	0,001	0,674	0,460	1,000	0,293	0,027	0,031	0,462	0,562	0,115	0,916	xxx
Krone + DTLight SL	0,002	0,156	0,462	0,247	0,059	0,248	0,141	0,600	0,083	0,016	0,270	0,318

Tabelle 15: Ergebnisse des Signifikanztestes für die Bruchversuche rosa: signifikant mit  $p < 0,05$ ; pink: hochsignifikant mit  $p < 0,01$ ; nicht farblich hinterlegt: Werte mit  $p \geq 0,05$ ; statistisches Verfahren: nicht-parametrischer Test nach Mann-Whitney-U



## 5.2. Analyse der Bruchmodi

Im Hinblick auf die Bruchmodi der einzelnen Prüfgruppen (s. Abb. 30) zeigten sich in den Füllungsgruppen überwiegend Frakturen bis Knochenniveau oder 1-2 mm darunter im oberen Wurzelf Drittel. In den meisten Fällen traten Frakturen der bukkalen Höcker in Kombination mit Teilfrakturen an den Füllungen auf. In den Füllungsgruppen wurden keine Stiftfrakturen beobachtet.

Die unversehrten Prämolaren zeigten überwiegend ein komplett anderes Bruchmuster, hier wurden Wurzelfrakturen etwa 3 mm unter Knochenniveau im oberen Wurzelf Drittel oder tiefer gelegene Wurzelfrakturen im mittleren Wurzelf Drittel beobachtet.

Die Prüfkörper der Kronengruppen frakturierten entweder bis Knochenniveau oder 1-2 mm darunter im oberen Wurzelf Drittel. Stiftfrakturen wurden nur in den beiden Gruppen mit Keramikstiften beobachtet, wobei die Stifte entweder im oberen oder im mittleren Wurzelf Drittel frakturierten.

In der vorliegenden Arbeit wurden alle Bruchverläufe bis Knochenniveau als reparabel eingestuft, alle darunter liegenden als irreparabel.

In der Vergleichsgruppe mit unversehrten Prämolaren ereigneten sich ausschließlich irreparable Wurzelfrakturen, fünf davon lagen im mittleren Wurzelf Drittel.

Auch in den Gruppen Füllung + BKS und Füllung / kein Stift waren alle Frakturen irreparabel. Die Gruppen mit Füllungen und Keramikstiften unterschieden sich hinsichtlich ihres Frakturverhaltens kaum, bei konventioneller Zementierung der Stifte traten sechs irreparable Frakturen auf, bei adhäsiver Befestigung fünf. Die Gruppen mit Füllungen und faserverstärkten Stiften zeigten im Vergleich zu den übrigen Füllungsgruppen kein günstigeres Frakturverhalten, bei den Glasfaserstiften zeigten sich sieben irreparable Frakturen, bei Verwendung von Quarzfaserstiften waren zwei Frakturen reparabel.

In den Kronengruppen traten im Vergleich zu den Füllungsgruppen mehr reparable Frakturen auf. In den Gruppen mit Quarzfaserstiften, adhäsiv befestigten Keramikstiften und ohne zusätzliche Stiftversorgung war jeweils die Hälfte der Frakturen reparabel, in der Gruppe Krone + BKS zeigten vier der sieben in die Wertung aufgenommenen Prüfkörper reparable Frakturen. In der Gruppe mit Kronen und Glasfaserstiften ereigneten sich sieben irreparable Frakturen, in der mit konventionell zementierten Keramikstiften zwei.

Stiftfrakturen wurden ausschließlich in den beiden Gruppen mit Kronen und Keramikstiften beobachtet. Im Vergleich zu den adhäsiv befestigten Keramikstiften frakturierten doppelt so viele konventionell zementierte Stifte, zudem lagen die Frakturen bei diesen in drei von vier Fällen irreparabel im oberen Wurzelf Drittel.

	reparable Fraktur bis Knochenniveau	irreparable Fraktur unter Knochenniveau im oberen Wurzeldrittel	irreparable Fraktur unter Knochenniveau im mittleren Wurzeldrittel	Stifffraktur auf Knochenniveau	Stifffraktur im oberen Wurzeldrittel
unversehrter Zahn	xxx	3	5	xxx	xxx
Füllung/kein Stift	xxx	8	xxx	xxx	xxx
Füllung + BKS	xxx	8	xxx	xxx	xxx
Füllung + CeraPost + Ketac	2	6	xxx	xxx	xxx
Füllung + CeraPost +Panavia	3	5	xxx	xxx	xxx
Füllung + DentinPost	1	7	xxx	xxx	xxx
Füllung + DT Light SL	2	6	xxx	xxx	xxx
Krone/kein Stift	4	4	xxx	xxx	xxx
Krone + BKS	4	3	xxx	xxx	xxx
Krone + CeraPost + Ketac	2	6	xxx	1	3
Krone + CeraPost + Panavia	4	4	xxx	1	1
Krone + DentinPost	1	7	xxx	xxx	xxx
Krone + DT Light SL	4	4	xxx	xxx	xxx

Tabelle 16: Bruchmodi der einzelnen Versuchsgruppen

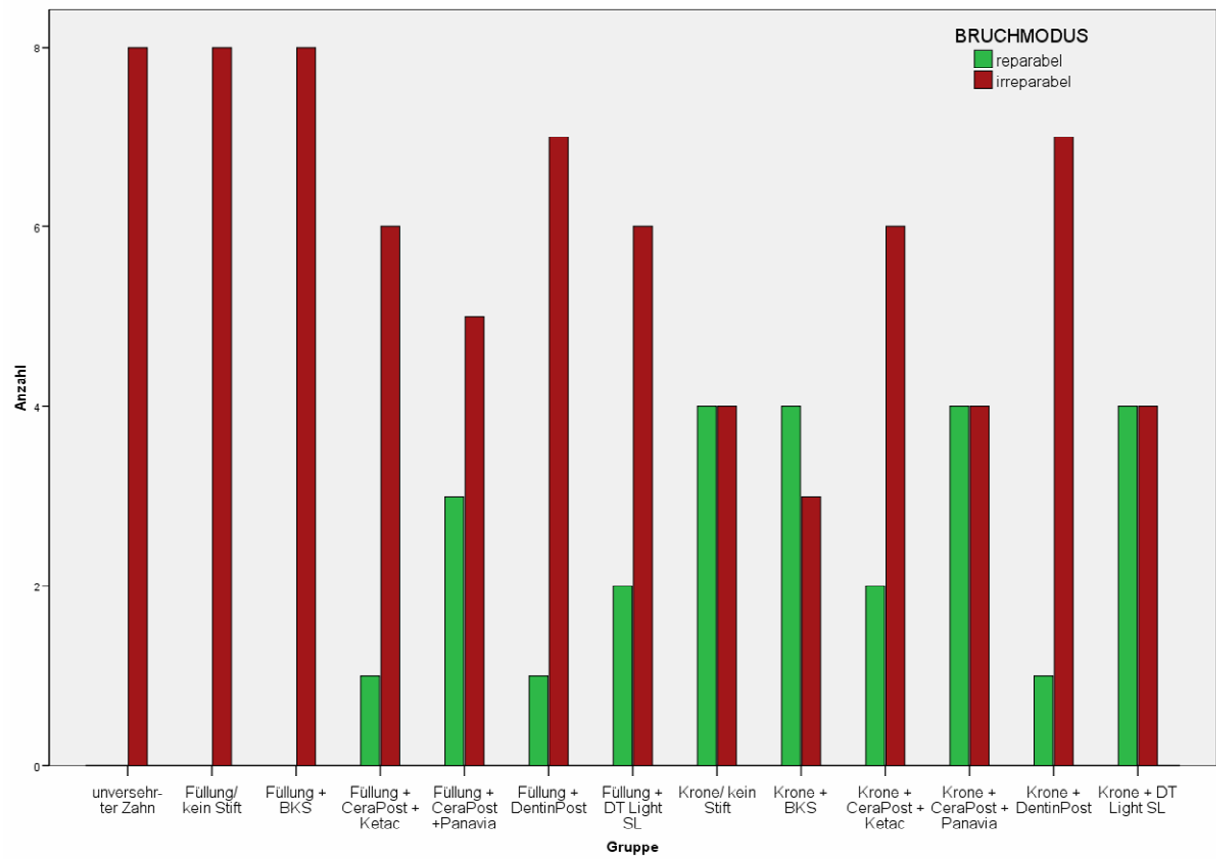


Abbildung 25: Balkendiagramm Bruchmodi



Abbildung 26: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe Füllung/  
kein Stift, irreparabler Frakturverlauf im oberen Wurzel Drittel



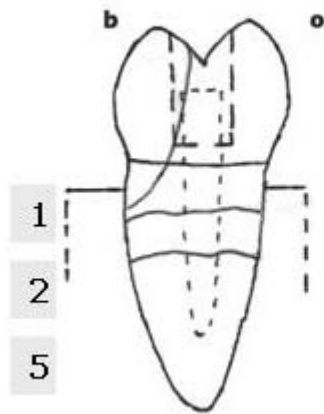
Abbildung 27: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe Pämolaren ohne Behandlung,  
irreparabler Frakturverlauf im mittleren Wurzel Drittel



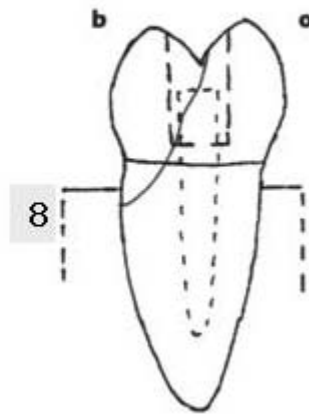
Abbildung 28: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe Krone/  
kein Stift, irreparabler Frakturverlauf im oberen Wurzeldrittel



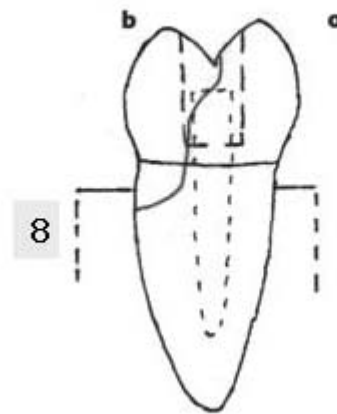
Abbildung 29: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe Krone/  
CeraPost, irreparabler Frakturverlauf im oberen Wurzeldrittel



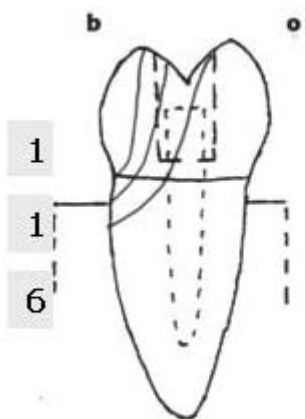
unversehrter Zahn



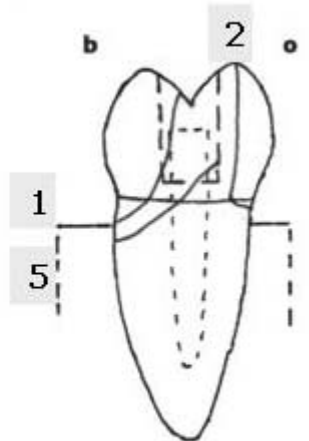
Füllung/kein Stift



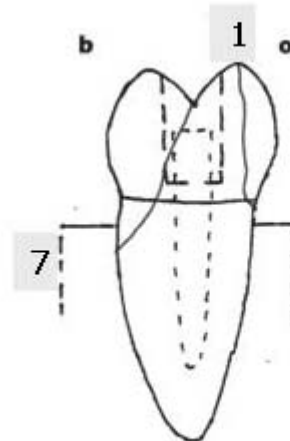
Füllung + BKS



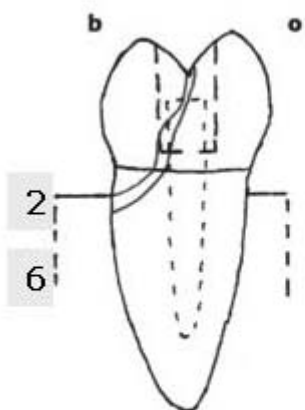
Füllung + CeraPost + Ketac



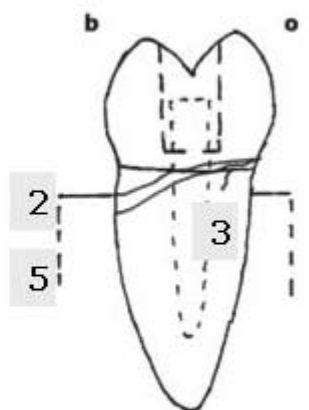
Füllung + CeraPost + Panavia



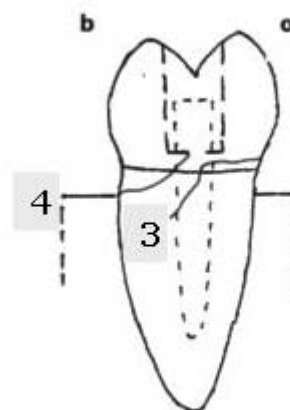
Füllung + DentinPost



Füllung + DT Light SL



Krone/kein Stift



Krone + BKS

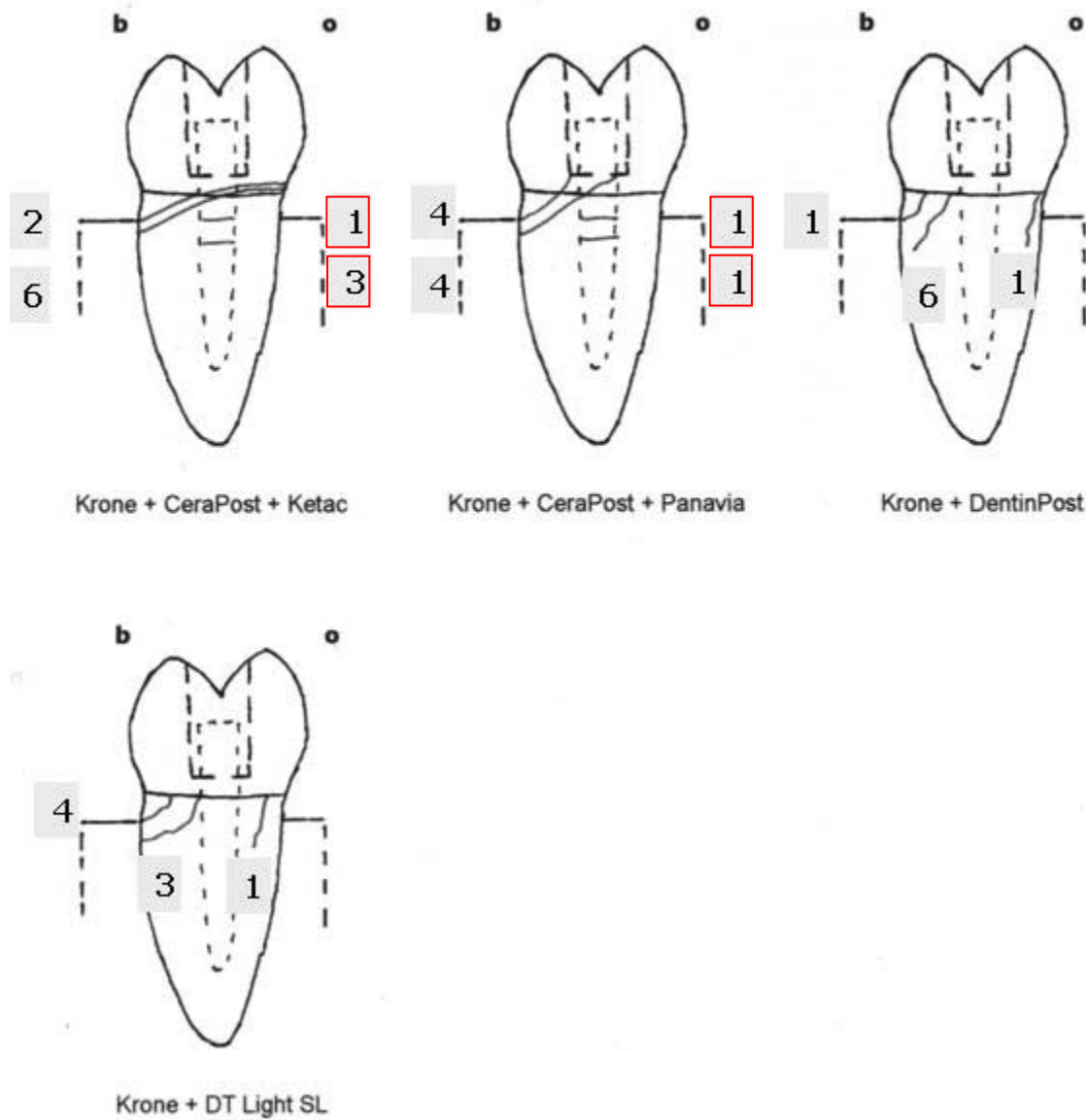


Abbildung 30: Darstellung der Bruchverläufe, grau hinterlegt: Zahnfrakturen, rot umrandet: Stiffbrüche der jeweiligen Gruppen

### 5.3. Röntgenanalyse

Beim Vergleich der tatsächlichen Bruchmodi mit den Ergebnissen der röntgenologischen Auswertung konnten in der mesialen Seitenansicht häufiger Übereinstimmungen beobachtet werden als bei der bukkalen Frontansicht. Die Ausdehnung der Frakturen unterhalb des Knochenniveaus ist auf den Röntgenbildern zudem nicht genau feststellbar. Bei den beiden Gruppen mit Kronen und Keramikstiften konnten bei einigen Prüfkörpern ausschließlich die Stiftfrakturen, nicht jedoch die Zahnfrakturen erkannt werden.

LEGENDE zu umseitiger Tabelle:

- ✓: Übereinstimmung, d.h die Fraktur wurde im Röntgenbild erkannt;
- ×: keine Übereinstimmung, d.h die Fraktur wurde im Röntgenbild nicht erkannt;
- : röntgenologisch ausschließlich Stiftfraktur erkannt



Probe	1		2		3		4		5		6		7		8		
Ansicht	m	b	m	b	m	b	m	b	m	b	m	b	m	b	m	b	
Gruppe I: unversehrter Zahn																	
Übereinstimmung	✓	✓	✓	✓	✓	×	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
Gruppe II: Füllung/kein Stift																	
Übereinstimmung	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	
Gruppe III: Füllung + BKS																	
Übereinstimmung	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	✓	✓	×	✓	×	✓	✓	
Gruppe IV: Füllung + CeraPost + Ketac																	
Übereinstimmung	✓	×	×	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	
Gruppe V: Füllung + CeraPost + Panavia																	
Übereinstimmung	✓	×	×	×	✓	×	×	×	✓	×	×	×	✓	×	✓	×	
Gruppe VI: Füllung + DentinPost																	
Übereinstimmung	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	✓	×	×	×	✓	×	✓	✓	
Gruppe VII: Füllung + DT Light SL																	
Übereinstimmung	✓	×	✓	×	✓	×	✓	✓	✓	×	✓	×	×	✓	✓	×	
Gruppe VIII: Krone/kein Stift																	
Übereinstimmung	✓	×	✓	✓	×	×	×	×	×	×	×	×	✓	✓	✓	×	
Gruppe IX: Krone + BKS																	
Übereinstimmung	×	×	×	×	×	×	✓	✓	×	×	×	×	×	-	-	×	×
Gruppe X: Krone + CeraPost + Ketac																	
Übereinstimmung	×	×	○	○	○	×	✓	○	×	×	×	×	×	×	×	×	×
Gruppe XI: Krone + CeraPost + Panavia																	
Übereinstimmung	×	×	×	×	×	×	○	○	○	×	×	×	×	×	×	×	×
Gruppe XII: Krone + DentinPost																	
Übereinstimmung	×	×	×	✓	×	×	✓	×	×	×	×	×	×	×	×	✓	×
Gruppe XIII: Krone + DT Light SL																	
Übereinstimmung	×	×	×	×	✓	×	×	×	✓	×	×	×	×	×	×	×	×

Tabelle 17: Röntgenologische Auswertung

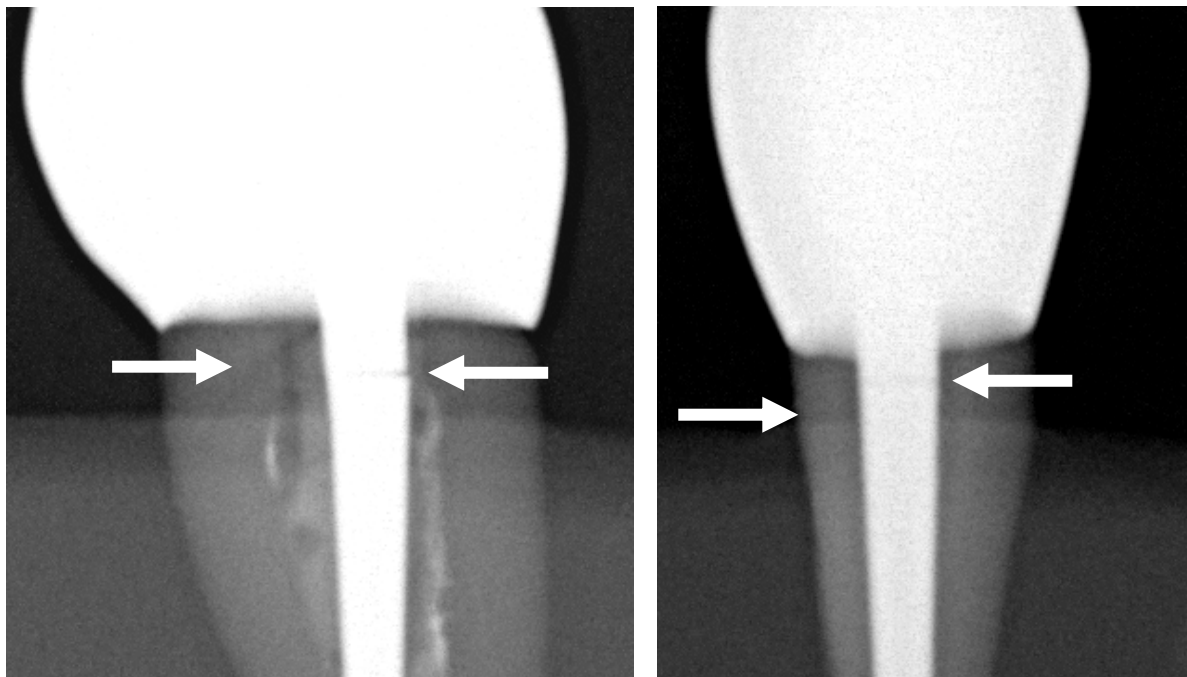


Abbildung 31: Zahn- und Stiffraktur nach Bruchtest (Gruppe: Krone + Cerapost + Ketac, Prüfkörper Nr. 4; irreparabler Frakturverlauf im oberen Wurzel Drittel; links: Ansicht von mesial, rechts Ansicht von bukkal)

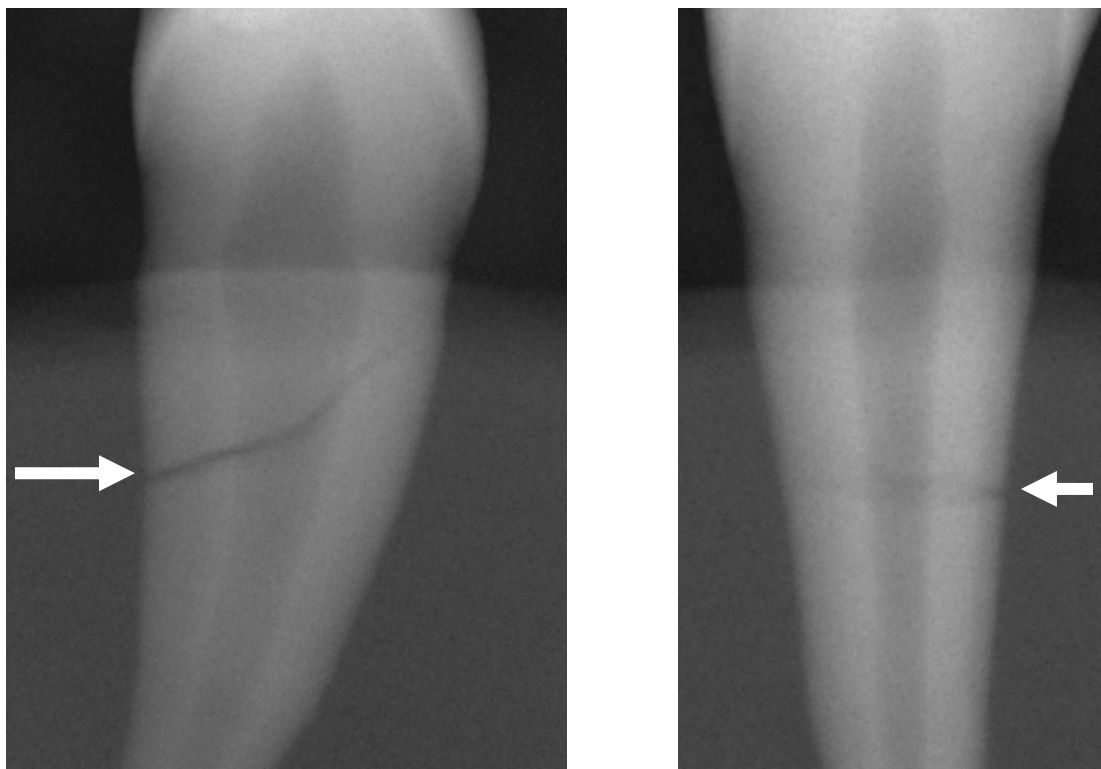


Abbildung 32: Zahnfraktur nach Bruchtest (Gruppe: Prämolare ohne Behandlung, Prüfkörper Nr. 1; irreparabler Frakturverlauf im mittleren Wurzel Drittel; links: Ansicht von mesial, rechts Ansicht von bukkal)

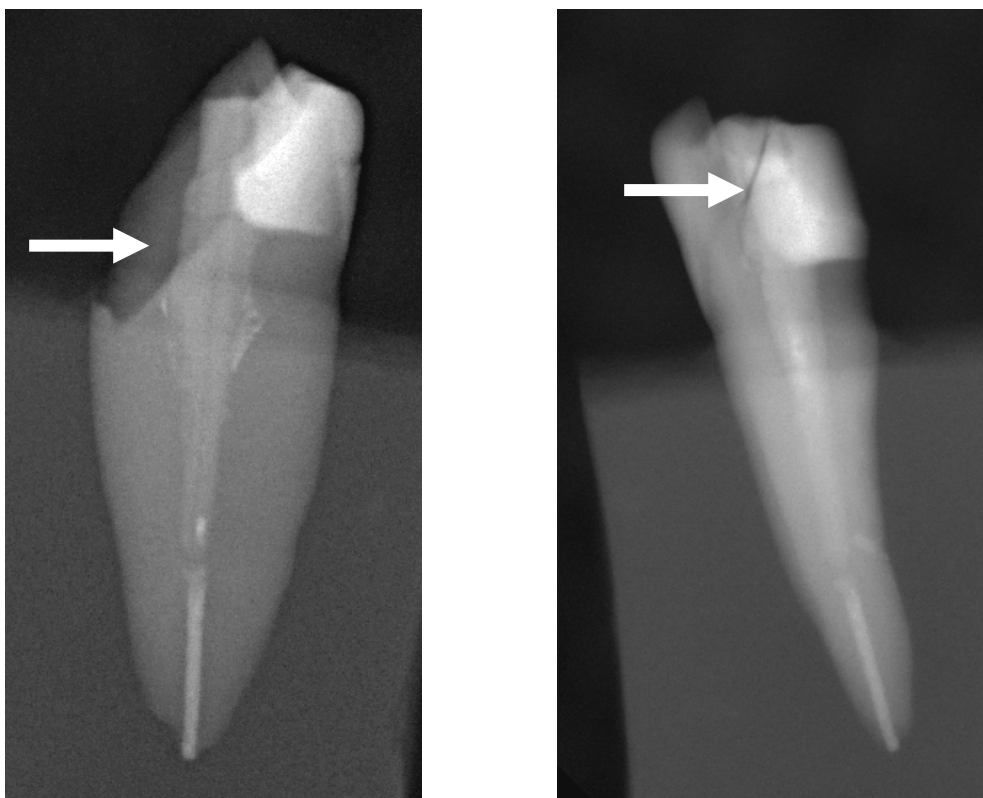


Abbildung 33: Zahnfraktur nach Bruchtest (Gruppe: Prämolar ohne Behandlung, Prüfkörper Nr. 1; irreparabler Frakturverlauf im mittleren Wurzel Drittel; links: Ansicht von mesial, rechts Ansicht von bukkal)

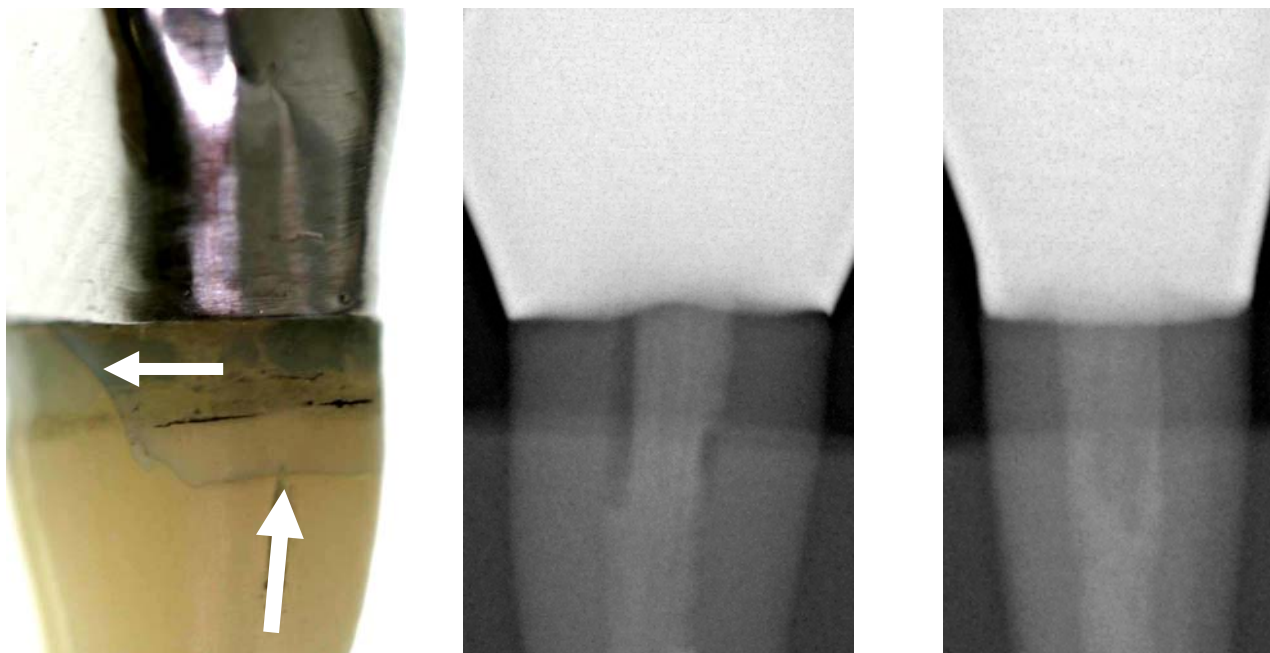


Abbildung 34: Beispiel einer röntgenologisch nicht erkennbaren, irreparablen Fraktur im oberen Wurzel Drittel (Gruppe Krone + DT Light SL; links: Prüfkörper Nr. 4 nach Anfärbung, mittig: Röntgenansicht von mesial, rechts: Röntgenansicht von bukkal)

## 6. DISKUSSION

### 6.1. Grundsätzliche Überlegungen zu In-Vitro-Untersuchungen

Bevor zahnärztliche Materialien im klinischen Bereich eingesetzt werden können, ist eine eingehende Prüfung der werkstoffkundlichen Eigenschaften und der an sie gestellten Anforderungen im klinischen Bereich durch vorausgehende Laboruntersuchungen notwendig. Vielfach werden hierfür Prüfungen zur Feststellung der biomechanischen Eigenschaften nach definierten DIN- oder ISO-Normen durchgeführt [114]. Zur Vergleichbarkeit von Daten untereinander und mit den Ergebnissen anderer Forschungsgruppen ist eine Normierung und Standardisierung der Methode und der Prüfkörper Voraussetzung. Bezugnehmend auf den klinischen Alltag sind jedoch nicht nur die rein werkstoffkundlichen Eigenschaften der Materialien von Interesse, sondern auch deren Verhalten im Mundhöhlenmilieu. So können durch eine zusätzlich durchgeführte Alterungssimulation der Materialien bessere Rückschlüsse auf deren Langzeitprognose in vivo gezogen werden als bei nur einmaliger statischer Belastung direkt nach Eingliederung. Die Alterung eines Werkstoffes sollte anwendungsbezogen erfolgen und kann beispielsweise durch eine Temperaturwechsellast zur Simulation der wechselnden Temperaturen im Mundhöhlenmilieu nachempfunden werden, aber auch mit Hilfe intermittierender mechanischer Belastungen zur Simulation der Kaukräfte [91, 100]. Weiterhin interessiert für den klinischen Einsatz eines Werkstoffes sein Verhalten bei einer der klinischen Situation entsprechenden Formgebung und in Gesamtheit mit üblicherweise kombinierten Materialien. Im Fall eines endodontisch behandelten Zahnes können also nicht nur das jeweilige Stiftmaterial, sondern auch die Befestigungsart, der Aufbau, die koronale Restauration und die Eigenschaften des jeweiligen Zahnes selbst seine Prognose beeinflussen.

Da werkstoffkundliche Untersuchungen der in dieser Studie geprüften Stiftmaterialien bereits vielfach durchgeführt wurden [31, 79], wurden in der vorliegenden Arbeit kliniknahe Untersuchungen durchgeführt, um Rückschlüsse auf das entsprechende klinische Langzeitverhalten ziehen zu können und mögliche Schwachstellen aufzuzeigen. Es muss aber berücksichtigt werden, dass bei In-vitro-Untersuchungen nur ein Teil der vielfältigen in der Mundhöhle auftretenden Belastungen simuliert werden kann und der dauerhafte Erfolg oder Misserfolg eines Materials erst im Rahmen klinischer Studien abschließend beurteilbar ist.

### 6.2. Zahnmaterial und Lagerung der Prüfkörper

Um den Versuchsaufbau einer In-vitro-Untersuchung möglichst nah am klinischen Alltag zu orientieren, lag die Verwendung natürlicher menschlicher Zähne im Rahmen der vorliegenden Untersuchung nahe. Allerdings stellen individuelle Schwankungen wie Größe, Wurzelanatomie, Kalzifizierung, Dentinqualität, Alter und Vorgeschichte jedes einzelnen Zahnes nicht berechenbare Variablen dar, welche die Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse und eine Signifikanzableitung

zusätzlich zu den getesteten Prüfmaterialien beeinflussen. Aber auch wenn sich hierdurch eine gewisse Streuung der Messergebnisse ergibt, so entspricht dies durchaus der klinischen Realität. Bei normierten Prüfkörpern, etwa bei Verwendung künstlicher Zähne, lässt sich der Einfluss der zu untersuchenden Werkstoffe auf das Testergebnis wesentlich genauer bestimmen. In früheren Untersuchungen kamen beispielsweise Kunststoffzähne zum Einsatz [100, 110]. Allerdings ist die Übertragbarkeit des Testverhaltens auf die klinische Situation, insbesondere bei Anwendung der Adhäsivtechnik, stark eingeschränkt. Die Prognose von mit Komposit befestigten Stiften und ihr Versagensmodus werden maßgeblich von der Interaktion mit dem Wurzelzement und dem Befestigungskomposit beeinflusst [40]. Aber auch biomechanische Eigenschaften und Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnproben haben Einfluss auf das Frakturverhalten von Prüfkörpern, welche durch Thermowechselbelastung künstlich gealtert werden. Somit kamen in der vorliegenden Untersuchung natürliche Zähne in Form von Prämolaren zum Einsatz. Um ein möglichst einheitliches und repräsentatives Prüfmaterial verwenden zu können, wurden nur kariesfreie, einwurzelige Prü fzähne ähnlicher Dimensionierung ausgewählt.

Bezüglich der Auswirkung verschiedener Lagerungsmöglichkeiten auf natürliche Zähne wurden vielfältige Untersuchungen durchgeführt [139, 142]. GOODIS et al. [51] testeten den Einfluss fünf verschiedener Lagerungsmedien auf die Dentinpermeabilität und auf die Scherhaftung von Komposit an natürlichen menschlichen Zahnproben nach 8-tägiger, 15-tägiger und 6-monatiger Lagerungszeit. Getestet wurde mit 70 % Ethanol, 10 % Formalin, destilliertem Wasser mit 0,02 % Thymol, reinem destilliertem Wasser und phosphatgepufferter Kochsalzlösung mit 0,02 % Thymol. Die Autoren beobachteten eine signifikante Abnahme der Dentinpermeabilität bei langfristiger Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung. Hieraus schlussfolgerten sie, dass Strukturveränderungen des Dentins im Sinne von Ablagerungen herausgelöster Mineralien oder organischer Komponenten im Dentin, eine mögliche Ursache darstellen könnten. Zudem ist bei Verwendung von physiologischer Kochsalzlösung oder destilliertem Wasser eine Keimbesiedelung der Zähne und der Lagerungsflüssigkeit nicht auszuschließen.

HALLER et al. [52] untersuchten den Einfluss verschiedener Lagerungsmedien auf die Entstehung von Microleakage an Kompositfüllungen in natürlichen Zahnproben. Die Proben wurden in 1 % Chloramin, 70 % Ethanol, 10 % Formalin und 0,1 % Thymol gelagert. Es wurde an den Füllungen der in 10 % Formalin gelagerten Zähne eine signifikante Abnahme des Microleakage im Vergleich zu den übrigen getesteten Lagerungsmedien, aber auch im Vergleich zu den frisch extrahierten, als Kontrolle dienenden Zähnen, beobachtet. Die Autoren zogen daraus den Schluss, dass der beobachtete fixierende Effekt des Formalins auf eine Kollagenstabilisierung infolge Quervernetzung von Proteinen zurückzuführen sei, und das Ergebnis keine unmittelbaren Rückschlüsse auf das In-vivo-Verhalten von Adhäsivsystemen erlaube.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Zahnproben, wie vielfach bei In-vitro-Studien beschrieben, während der gesamten Versuchsdauer zwischen den einzelnen Testabschnitten in 0,1 % Thymollösung bei Raumtemperatur gelagert [11, 13, 15, 60, 61]. Hierbei wird sowohl das Austrocknen der Zähne als auch die Keimbesiedelung der Lagerungsflüssigkeit verhindert.

### 6.3. Einbettung der Prüfkörper

In der vorliegenden Studie wurde auf eine bewegliche Lagerung der Prüfvorhänge durch die Simulation eines Parodontiums [130] verzichtet, da die Zahnbeweglichkeit für den Versuchsaufbau zur Prüfung von Einzelzähnen nicht als maßgeblicher Faktor angesehen wurde. Außerdem ist fraglich, inwieweit die Komplexität des natürlichen Parodonts durch die in anderen Studien angewandte Methode [123], die Prüfvorhänge mit einer Polyetherschicht zu überziehen, nachgeahmt werden kann [66]. Daher wurden die Prüfvorhänge direkt mit Hilfe einer entsprechenden Sockelform in Kaltpolymerisat eingebettet, um die einzelnen Sockel passgenau in die Sockelhalter des Kausimulators und der Zwick-Universalprüfmaschine einspannen zu können.

### 6.4. Präparation der Zähne und der Wurzelkanäle

Die Zahnpräparation erfolgte in allen Gruppen unter Beachtung der allgemein geltenden Präparationsanforderungen (s. Kap. 4.2.4). Um eine möglichst große Standardisierung der Dimensionierungen zu gewährleisten, erfolgten die Präparationen mit Hilfe eines Parallelfräsgerätes. Allerdings musste die Lage der Kavitäten in Abhängigkeit von der jeweiligen Lage der Wurzelkanäle und der Trepanationsöffnungen individuell bestimmt werden.

Die Stiftlänge wurde mit 11 mm, gemessen vom approximalen Kasten, beziehungsweise 10 mm, gemessen von der Schmelz-Zement-Grenze, so groß gewählt, dass bei einer durchschnittlichen Wurzellänge von 14 mm bei natürlichen Prämolaren [88] der Forderung nach einer endodontischen Restwurzelfüllung von 3 – 4 mm Rechnung getragen wurde [2, 152].

### 6.5. Befestigung der Wurzelkanalstifte

Die in der vorliegenden Studie untersuchten Faserstifte wurden, wie von Seiten der Hersteller empfohlen und vielfach in der Literatur beschrieben, mit einem Komposit befestigt [41, 42, 46]. Aufgrund des dentinähnlichen E-Moduls der Faserstifte soll somit eine Einheit zwischen Zahn, Stift und Befestigungskomposit geschaffen werden. Hieraus resultiert die Annahme, dass auf den Zahn auftreffende Kräfte gleichmäßiger verteilt und somit Kraftspitzen vermieden werden, was die Gefahr von Wurzelfrakturen verringern soll [33].

Keramikstifte können nach Herstellerangaben sowohl konventionell als auch „adhäsiv“ befestigt werden [81], sodass in dieser Untersuchung beide Befestigungsarten getestet wurden, um im direkten Vergleich Rückschlüsse auf mögliche Vor- und Nachteile in der klinischen Anwendung schließen zu

können. In mehreren Untersuchungen anderer Autoren erfolgte die Befestigung von Keramikstiften ausschließlich mit Komposit [34, 124], da in einigen Studien eine Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz und eine erhöhte Retention bei Zugbelastung durch die adhäsive Befestigung experimentell nachgewiesen wurde [94]. Als Befestigungskomposit wurde das phosphatmonomerhaltige (MDP: 10-methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) Panavia F verwendet. In einigen werkstoffkundlichen In-vitro-Untersuchungen [79, 147, 151] zur Langzeitstabilität des Haftverbundes verschiedener Befestigungskomposite zu unterschiedlich vorbehandelten Zirkonoxidkeramikplättchen wurden signifikante Unterschiede bezüglich der Haftfestigkeit von Kompositen auf Bis-GMA-Basis bzw. den phosphatmonomerhaltigen Befestigungskompositen (Panavia, F, Panavia 21, Panavia Ex) zur Zirkonoxidkeramik nach thermischer Alterung der Proben ermittelt. Nur die phosphatmonomerhaltigen Produkte zeigten bei bis zu zweijähriger Wasserlagerung und 37.500 Zyklen thermischer Belastung zwischen 5 °C und 55 °C keine signifikante Verminderung der Haftfestigkeit gegenüber den initialen Werten [147]. Eine Erklärung dieser Beobachtung wird darin gesehen, dass die Phosphatestergruppe des phosphathaltigen Monomers eine direkte chemische Bindung zu Metalloxiden und somit auch zu den Zirkonoxiden eingeht.

Da von Herstellerseite keine Empfehlung zu einer speziellen Oberflächenvorbehandlung der Keramikstifte gegeben wurde, und um die Vergleichbarkeit zu anderen Untersuchungen zu gewährleisten erfolgte in der vorliegenden Untersuchung keine zusätzliche Vorbehandlung der Keramikstifte. Im Hinblick auf die Ergebnisse von ATSU et al. [10] ist zu erwähnen, dass bei Verwendung des entsprechenden Bonding / Silan-Haftvermittlersystems auf silikatisierten Stiften möglicherweise höhere Bruchlastwerte in den beiden Gruppen mit adhäsiv befestigten Keramikstiften beobachtet worden wären.

Für eine umfassende Beurteilung der adhäsiven Befestigung müssen an dieser Stelle auch die negativen Materialeigenschaften der Kunststoffe, wie etwa Polymerisationsschrumpfung und chemische Degradation nach Alterung, und insbesondere die techniksensitive Verarbeitung im Wurzelkanal berücksichtigt werden. Voraussetzung für einen erfolgreichen Adhäsivverbund ist ein absolut trockengelegtes Arbeitsfeld, was sich bei endodontisch behandelten Zähnen mit mittlerem oder starkem Destruktionsgrad häufig nur schwer realisieren lässt. Eine Kontrolle der erfolgreichen Dentinkonditionierung und des Dentinbondings mit den entsprechenden Haftvermittlern im Wurzelkanal ist schwer möglich [126]. Durch die Verwendung eugenolhaltiger Sealer wird die Polymerisation inhibiert, was deren Verwendung im Rahmen der vor adhäsiver Stiftversorgung gelegten Wurzelfüllung ausschließt [97, 126]. Die Reproduzierbarkeit eines erfolgreichen Adhäsivverbunds an das Wurzelkollagen ist aus mehreren Gründen nicht immer sicher gewährleistet [113, 126]. Dies liegt zum einen an der unterschiedlichen Dichte der Dentintubuli je nach Lokalisation im Wurzelkollagen und die Variabilität in deren Orientierung, was in einer rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung von FERRARI et al. [40] gezeigt wurde. Zwar nahm

die Dichte der Dentintubuli und somit die verfügbare Klebefläche durch das infolge Säurekonditionierung erzeugte Mikrorelief zu, jedoch war das Anätzen nicht auf allen Dentinarealen gleich erfolgreich. Gleichzeitig fanden die Autoren aber einen direkten Zusammenhang zwischen der nach Bonding resultierenden Hybridschichtdicke und der Dichte der vorhandenen Dentintubuli. Eine Heterogenität der Dentinqualität besteht also innerhalb jedes einzelnen Zahnes, was sich in der beschriebenen Abnahme der Dentintubuli von etwa 36000/mm<sup>2</sup> koronal auf 23000/mm<sup>2</sup> apikal und von durchschnittlich 45000/mm<sup>2</sup> pulpennah auf 20000/mm<sup>2</sup> in der Nähe der Schmelz-Zement-Grenze zeigt. Außerdem kann die Qualität des Dentins bei verschiedenen Zähnen eines Patienten aufgrund von vorangegangener Karies und resultierenden Sklerosierungsprozessen im Dentin variieren. Weiterhin spielt das Alter des Patienten eine wesentliche Rolle, da aufgrund im Laufe der Zeit stattgefundenen Sekundär- und Tertiärdentinbildung ebenfalls vermehrt sklerotisches Dentin mit einer verminderten Dichte offener Dentintubuli vorhanden ist [113]. Ein weiterer zu bedenkender Aspekt ist die fragliche Langzeitstabilität des Haftverbundes zum Wurzelzement. Da der Adhäsivverbund zum Dentin im Laufe der Zeit nachweislich schwächer wird [54, 55], besteht die Gefahr von Microleakage nach thermischer und mechanischer Belastung im Mundhöhlenmilieu.

Auch die Frage, ob durch die flexiblen faserverstärkten Kunststoffstifte Mikrobewegungen des Stiftstumpfaufbaus möglich sind, welche eine Zunahme des Microleakage durch die entstandenen Randspalten von Füllungen und unter Kronen bewirken können, wird in der Literatur kontrovers diskutiert [126]. DRUMMOND und BAPNA [31] ermittelten nach thermischer Wechselbelastung eine signifikante Abnahme der initialen Biegefestigkeit faserverstärkter Stifte um 11-24 %. Mögliche Gründe für die Alterung wurden in dem Verlust des Haftverbundes zwischen Fasern und Matrix, in der Degradation der Matrix und der Belastung der Grenzschicht aufgrund unterschiedlicher WAK von Fasern und Matrix gesehen. MANNOCCI et al. [92] beobachteten in ihrer retrospektiven Studie bei 117 mittelgradig zerstörten, mit Karbonfaserstiften restaurierten Prämolaren ausschließlich Misserfolge in Form der Dezementierung von drei Stiften und vier klinisch und radiologisch erkennbaren Randspaltbildungen im 2. und 3. Nachuntersuchungsjahr, welche die Autoren auf die Flexibilität der Faserstifte zurückführten, welche die Entstehung von Microleakage begünstige, und so die Dezementierung bewirke. Die In-vitro-Untersuchung von REID et al. [120] hingegen bekräftigt die Annahme einer dauerhaften Ermüdungsfestigkeit faserverstärkter Stifte, da beim Vergleich der Faserstifte und der Keramikstifte bezüglich der Entstehung von Microleakage keine statistisch signifikanten Unterschiede ermittelt wurden und kein Prüfkörper nach der Versuchsdurchführung Frakturen oder Dezementierungen zeigte.



## 6.6. Künstliche Alterung

Eine künstliche Alterung der Zahnproben wurde in der vorliegenden Studie zunächst durch eine Temperaturwechselbelastung zwischen 5 °C und 55 °C bei einer jeweiligen Verweildauer von 30 Sekunden vorgenommen. Hierdurch sollten die in der Mundhöhle entstehenden Temperaturbelastungen bei Nahrungsaufnahme simuliert werden. Es handelt sich hierbei um in der Literatur etablierte Parameter [13, 47, 100], welche der klinischen Realität entsprechen [104].

Die unterschiedlichen Wärmedehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz, Stiftmaterialien, Befestigungszementen und Füllungskomposit können bei den simulierten thermischen Belastungen zu Spannungen in den Randbereichen der Restaurationen führen und Risse induzieren. Die Prüfung der Verbundfestigkeit der Materialien ist daher von besonderem Interesse, da klinisch bei entsprechendem Versagen die Gefahr von Microleakage besteht.

Zusätzlich wurde eine mechanische Wechselbelastung im Kausimulator vorgenommen, um nicht nur hydrolytische und thermische Einflüsse, sondern auch die Kaubelastung im Mundhöhlenmilieu zu simulieren. Um Aussagen über die Langzeitprognose einer Restauration treffen zu können, ist es ein entscheidender Faktor, nicht nur das Verhalten bei einmaliger maximaler Belastung zu ermitteln, sondern auch bei intermittierenden Dauerbelastungen, welche unterhalb der maximal auftretenden Kräfte liegen. In der vorliegenden Studie wurde eine zyklische Belastung von 50 N gewählt, was den durchschnittlichen physiologischen Kaukräften entspricht [38]. Die Belastung der Prüfkörper in den speziellen Sockelhalterungen des Kausimulators erfolgte in einem Winkel von 45° zur Zahnachse in der Fossa, was der physiologischen Belastung im Prämolarenbereich Rechnung trägt [88] und auch in anderen In-vitro-Untersuchungen mit ähnlichem Versuchsdesign beschrieben wird [93]. Zur Belastung der Zahnproben im Kausimulator muss angemerkt werden, dass in der dynamischen klinischen Situation die Kaukräfte bei jedem intraoralen Kauzyklus nicht wie in der Probenkammer immer auf demselben Kontaktpunkt auftreten, sondern eher eine Kontaktfläche der Zahnkrone belastet wird. Daher entspricht die Testbelastung im Kausimulator nur eingeschränkt der klinischen Belastung in der Mundhöhle.

## 6.7. Statischer Bruchtest

Die Belastung der Prüfkörper erfolgte, wie auch bei der Alterungssimulation im Kausimulator, in einem Winkel von 45° zur Zahnachse, wobei der Kraftangriffspunkt hier auf dem zentralen Höckerabhang des bukkalen Höckers lag. Diese Krafteinleitung liegt in einem Größenbereich, der in der Literatur vielfach beschrieben wurde [46, 93, 109] und der klinischen Realität bei Artikulationsbewegungen nahe kommt [66]. Eine 0,5 mm dicke Thermoplastfolie wurde zwischen Prüfkörper und Antagonistenstempel gelegt, um eine gleichmäßigere Kraftverteilung zu gewährleisten und Kraftspitzen infolge punktförmiger Belastungen zu vermeiden.

Die Angaben zur gewählten Belastungsgeschwindigkeit variieren in der Literatur zum Teil sehr deutlich. Einige Autoren beschreiben eine relativ langsame Kraftsteigerung von 0,5 mm/min [66, 111, 140], wie sie auch in der vorliegenden Studie gewählt wurde. Bei einer langsameren Belastung pro Zeiteinheit bleibt gegenüber schneller ansteigenden Belastungen von beispielsweise 5 mm/min oder 10 mm/min [5, 46] die Möglichkeit einer größeren plastischen Deformation des Prüfkörpers bis zu einem gewissen Grad erhalten. Somit besteht bei einer Versuchsanordnung mit relativ langsamer Belastungsgeschwindigkeit die Möglichkeit einzelne Stadien eines Misserfolgs zu erfassen, wie beispielsweise das Lösen des Adhäsivverbundes oder initiale Frakturen, und nicht ausschließlich das Totalversagen eines Prüfkörpers. Somit erscheint die in der vorliegenden Arbeit gewählte Versuchsanordnung praxisnah und ihre Aussagekraft auf die klinische Situation übertragbar.

## 6.8. Diskussion der Ergebnisse

### 6.8.1. Bruchlast

Wie in Kapitel 3.8.8. ausgeführt wird in der Literatur ein Wert von 250 N zwischen einem Antagonistenpaar angegeben und die Berücksichtigung eines Sicherheitsbereichs von 200 N für die Versorgung mit Einzelzahnkronen empfohlen [83]. Zwar wird dieser Wert von 450 N nicht in allen Prüfgruppen der vorliegenden Arbeit erreicht, doch die durchschnittliche Bruchlast aller Versuchsgruppen liegt deutlich über den genannten maximalen Kaukräften im Prämolarenbereich.

Ein Vergleich der mittleren Bruchlasten aller Untersuchungsgruppen der vorliegenden Studie ergab den höchsten Wert in der Vergleichsgruppe 1 mit unversehrten natürlichen Zähnen (Mittelwert 792,50 / SD 210,01). Dieser bei unversehrten Prämolaren gemessene Höchstwert gilt als Vergleichswert, um den Einfluss der präparatorischen und restaurativen Maßnahmen auf die Bruchlasten der endodontisch behandelten Prämolaren in den Prüfgruppen 2-13 beurteilen zu können. Somit wird es möglich, stabilisierende oder aber schwächende Einflüsse der verschiedenen Stiftsysteme direkt miteinander zu vergleichen. Die Bruchlast der Vergleichsgruppe unterschied sich signifikant von den Ergebnissen aller anderen Prüfgruppen mit Ausnahme der Gruppe Füllung + DT Light SL (Mittelwert 555,63 N / SD 206,72 N), bei welcher von den Prüfgruppen 2-13 die höchste Bruchlast ermittelt wurde. Auch in den Prüfgruppen mit Kronen wurde für die Gruppe Krone + DT Light SL die höchste Bruchlast ermittelt (Mittelwert 421,75 N / SD 90,19 N), dieses Ergebnis unterschied sich hier allerdings nur signifikant von der Gruppe Krone + CeraPost + Ketac, welche von allen Prüfgruppen die niedrigste Bruchlast zeigte (Mittelwert 327,00 N / SD 45,84 N).

Es kann im Hinblick auf dieses Ergebnis vermutet werden, dass durch die neue Oberflächenvorbehandlung der DT Light SL eine im Vergleich mit den Stiften der übrigen Gruppen bessere Verbindung von Stift, Zahn und Befestigungswerkstoff erreicht worden ist. Es ist anzunehmen, dass durch die ähnlichen E-Moduli der DT Light SL mit 15 GPa [145] und des Dentins mit 18,6 GPa, wie bereits von einigen anderen Autoren beschrieben, nahezu eine Einheit der drei

Komponenten geschaffen wird und die Eigenschaften des natürlichen Zahns somit besser erhalten bleiben als bei Stiften mit einem deutlich höheren E-Modul [33, 41].

Zudem fällt auf, dass die Bruchlasten der Gruppen Füllung + DT Light SL und Füllung + DentinPost (Mittelwert 481,88 N / SD 111,11 N) sich nicht signifikant voneinander unterscheiden. Die Bruchlasten dieser beiden Gruppen waren jedoch jeweils signifikant größer als die Bruchlasten sowohl aller anderen Füllungsgruppen mit Ausnahme der Gruppe Füllung + BKS (Mittelwert 452,63 N / SD 88,77 N) als auch aller Kronengruppen mit Ausnahme der Gruppen Krone + DT Light SL und Krone + Kein Stift (Mittelwert 399,13 N / SD 95,23 N).

Die vergleichsweise hohen Bruchlastwerte der beiden Prüfgruppen mit faserverstärkten Stiften lassen vermuten, dass die oben angeführten dentinähnlichen Eigenschaften des quarzfaserverstärkten DT Light SL in gewissem Umfang auch für den glasfaserverstärkten DentinPost gelten. Allerdings zeigte die Gruppe Krone + DentinPost (Mittelwert 366,38 N / SD 64,22 N) im Vergleich zu den übrigen Kronengruppen den drittniedrigsten Bruchlastwert. Die Kraftverteilung im Zahn scheint, insbesondere bei Überkronung der Zahnhartsubstanz, besser durch den DT Light SL mit dem dentinähnlicheren E-Modul von 15 GPa zu erfolgen als mit dem DentinPost mit einem E-Modul von 30 GPa [81]. Möglicherweise wird aufgrund der bei den DT Light SL-Stiften von Herstellerseite bereits vorbeschichteten Oberfläche ein besserer Verbund zwischen Stift, Zahn und Befestigungskomposit erreicht, wodurch die verbesserte Kraftübertragung auf den Zahn zusätzlich zum günstigen E-Modul des Stiftes beeinflusst wird. Außerdem wird angenommen, dass dieser Effekt durch das spezielle Endo-Design mit zwei Konizitäten verstärkt wird, das eine bessere Adaptation des Stiftes an die Wurzelkanalmorphologie ermöglicht. Bei Betrachtung der Standardabweichungen der beiden Füllungsgruppen mit faserverstärkten Stiften fällt zudem auf, dass diese, ebenso wie bei der Vergleichsgruppe mit unversehrten Zähnen, deutlich höher waren als in den übrigen Prüfgruppen. Die große Streuung der Bruchlastwerte der natürlichen Zähne könnte in der interindividuellen Variabilität begründet liegen, die durch die Verwendung faserverstärkter Stifte im Vergleich zu Stiften mit höherem E-Modul weniger beeinflusst wird und somit die Eigenschaften der natürlichen Zähne den Hauptinfluss auf das Bruchverhalten ausüben und nicht der jeweilige Stift. Unterstützt wird diese Vermutung durch den Vergleich der Kraft-Weg-Diagramme der unversehrten Prämolaren und der Gruppe mit Füllungen und DT Light SL-Stiften mit dem Diagramm der Füllungsgruppe mit CeraPost-Stiften (s. Abb. 23). Bei den Keramikstiften steigen die Kurven aller Prüfkörper bis zum spontanen Bruch nahezu linear an, es findet beinahe keine Verformung der Prüfkörper statt und die Dentineigenschaften kommen aufgrund des Spröbruchverhaltens und des hohen E-Moduls der Keramik praktisch nicht zum Tragen. Bei den unversehrten Prämolaren zeigen sich stärkere Schwankungen im Kurvenverlauf, zudem lassen sich individuelle Unterschiede zwischen den Kurven der jeweiligen Prüfkörper erkennen. Hier wird deutlich, dass das Bruchverhalten natürlicher Zähne aufgrund der individuellen Dentineigenschaften natürlichen Schwankungen unterworfen ist. Bei den DT Light SL zeigen sich zum Teil noch stärkere Schwankungen im Kurvenverlauf. Bei einigen Prüfkörpern ist besonders deutlich erkennbar, dass es bei anfangs mäßigem Kraftanstieg zu sehr

starker Verformung kommt, so dass letztlich höhere Kräfte auf das Dentin einwirken können bis es zum Bruch der Proben kommt. Somit scheinen sich die individuellen Eigenschaften und die Elastizität der natürlichen Zähne bei Versorgung mit flexiblen Quarzfaserstiften im Vergleich zu spröden Keramikstiften deutlich stärker auf das Bruchverhalten auswirken zu können. Die Standardabweichungen in den Kronengruppen zeigen alle deutlich niedrigere Werte, somit scheint diese Beobachtung nur für die Füllungsgruppen zuzutreffen. Es wird angenommen, dass durch die mechanischen Eigenschaften des Kronenmaterials die Eigenschaften des natürlichen Zahnes nur eingeschränkt zum Tragen kommen können.

In den Studien von AKKAYAN [4] und AKKAYAN und GULMEZ [3] mit ähnlicher Versuchsanordnung wurden ebenfalls die signifikant höchsten Bruchlastwerte für die mit DT Light Post versorgten Zähne ermittelt. Mit Werten um 1.000 N lagen die Ergebnisse der Autoren deutlich über denen der vorliegenden Arbeit, allerdings wurden in beiden Untersuchungen Eckzähne als Prüfkörper verwendet und auf eine Alterungssimulation verzichtet.

Beim Vergleich der Bruchlastwerte der Gruppe Füllung + BKS (Mittelwert 452,63 N / SD 88,77 N) mit den übrigen Prüfgruppen ist, wie oben bereits ausgeführt, festzustellen, dass diese zwar niedriger sind als die der beiden Gruppen mit faserverstärkten Stiften und Füllungen, der Unterschied aber nicht signifikant ist. Zudem ist die Bruchlast der Gruppe BKS + Füllung signifikant größer als die der Gruppen Füllung / Kein Stift (Mittelwert 361,50 N / SD 78,41 N), Füllung + CeraPost + Panavia (Mittelwert 341,63 N / SD 57,67 N), Krone + BKS (Mittelwert 339,29 N / SD 81,71 N) und Krone + CeraPost + Ketac (Mittelwert 327,00 N / SD 45,84 N). Auch die Gruppe Füllung + CeraPost + Ketac zeigte eine niedrigere Bruchlast (Mittelwert 368,57 N / SD 67,11 N), der Unterschied war hier aber nicht signifikant. Die im Vergleich zu den beiden genannten Füllungsgruppen höhere Bruchlast der Füllungsgruppe mit BKS-Schrauben könnte auf die makromechanische Verzahnung des Aufbaukomposites mit dem Schraubengewinde im koronalen Anteil zurückzuführen ist. So kann durch die Krafteinwirkung auf dem zentralen Höckerabhang des bukkalen Höckers, speziell in den Füllungsgruppen, auch die Haftung des Aufbaukomposites an den verschiedenen Stiften einen Einfluss auf die Bruchlast der Prüfkörper ausgeübt haben. Die Füllungen scheinen durch die Schrauben besser in sich stabilisiert worden zu sein als durch die glatte Oberfläche der Keramikstifte oder ohne Stift.

Beim Vergleich der Bruchlastwerte der Gruppen mit unterschiedlich befestigten Keramikstiften fällt auf, dass diese in Abhängigkeit der koronalen Restauration variieren. Die niedrigste Bruchlast in den Füllungsgruppen wurde in der Gruppe Füllung + CeraPost + Panavia F ermittelt (Mittelwert 341,63 N / SD 57,67 N). Dieser Wert unterschied sich jedoch von der Gruppe Füllung + CeraPost + Ketac (Mittelwert 368,57 N / SD 67,11 N) statistisch nicht signifikant. Bei den Kronengruppen zeigte die Gruppe Krone + CeraPost + Panavia F eine höhere Bruchlast (Mittelwert 384,13 N / SD 93,59 N) als die Gruppe Krone + CeraPost + Ketac (Mittelwert 327,00 N / SD 45,84 N), der Unterschied war hier

ebenfalls nicht signifikant. Bei Überkronung des Zahnes scheint eine bessere Stabilisierung durch die adhäsive Befestigung der Keramikstifte mit Panavia F erreicht worden zu sein, als bei konventioneller Zementierung mit Ketac-Cem. Bei den Füllungsgruppen scheint die Haftung des Aufbaukomposites am Stiftmaterial selbst einen größeren Einfluss auszuüben als die Zementierung des Stiftes.

In einer Untersuchung von BABENHAUSERHEIDE [13] mit ähnlichem Versuchsdesign wurde ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Bruchlast konventionell (Mittelwert 321,5 N / SD 56,3 N) und adhäsiv befestigter Keramikstifte (Mittelwert 302,7 N / SD 76,1 N) ermittelt. In der Studie wurden allerdings Frontzähne als Prüfkörper verwendet, auf eine Überkronung verzichtet und keine Kausimulation durchgeführt, was die Vergleichbarkeit mit der vorliegenden Arbeit einschränkt.

In der vorliegenden Studie wurde für die Gruppen ohne Stiftversorgung keine höhere Bruchlast im Vergleich zu den Gruppen mit Stiften ermittelt, die Gruppen mit Füllungen und BKS, DentinPost und DT Light SL zeigten vielmehr signifikant höhere Bruchlastwerte als die Gruppe Füllung / Kein Stift. In der Gruppe Krone / Kein Stift wurde nach der Gruppe Krone + DT Light SL der zweithöchste Bruchlastwert (Mittelwert 399,13 N / SD 95,23 N) in den Kronengruppen ermittelt, der Unterschied war nicht signifikant.

In einer Untersuchung von ROSENTRITT et al. [124] zur Bruchlast natürlicher OK-Inzisivi mit unterschiedlicher Stiftversorgung und Empress-Kronen wurde der niedrigste Wert für die Gruppe ohne Stiftversorgung (Median 270 N) ermittelt. Dieser Wert unterschied sich signifikant vom Ergebnis der CeraPost-Stifte (Median 580 N) und der Glasfaserstifte Vectris Post (Median 505 N), der Unterschied zu den Glasfaserstiften FibreKor (Median 340 N) und den ER-Titanstiften war nicht signifikant. Quarzfaserverstärkte Stifte wurden in der Studie nicht getestet, zudem wurden als Prüfkörper Inzisivi verwendet und mit Empress-Kronen versorgt, was die Vergleichbarkeit zum vorliegenden Studiendesign einschränkt. Die Tatsache, dass ohne Stiftversorgung die geringsten Bruchlastwerte ermittelt wurden, zeigt dieselbe Tendenz wie die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit.

Diese Beobachtung steht im Gegensatz zu den Ergebnissen einer In-vitro-Untersuchung von HEYDECKE et al. [60]. Die Autoren untersuchten die Bruchlasten natürlicher OK-Inzisivi mit approximalen Kavitäten und unterschiedlicher Stiftversorgung und ermittelten den höchsten Wert für die Gruppe ohne Stiftversorgung (Median 1171 N). Dieser unterschied sich jedoch nicht signifikant von den Ergebnissen der Gruppen mit Titanstiften (Median 1038 N) und Keramikstiften (Median 1057 N). Es wurden keine faserverstärkten Stifte getestet. Da als Prüfkörper OK-Inzisivi verwendet wurden, liegt die Größenordnung der Bruchlastwerte im Vergleich zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit insgesamt höher.

Weiterhin wurde in der vorliegenden Studie festgestellt, dass die Bruchlast der Füllungsgruppen allgemein (Mittelwert 428,21 N / SD 132,88 N) signifikant höher war als die der Kronengruppen (Mittelwert 373,66 N / SD 82,89 N), unabhängig von der Art der Stiftversorgung. Dieses Ergebnis

steht im Einklang mit den Richtlinien der Gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ zum Aufbau endodontisch behandelter Zähne [36], wonach Seitenzähne mit mittlerem Destruktionsgrad bei approximalen Defekten und stabilen gegenüberliegenden Kavitätenwänden mit Hilfe der Adhäsivtechnik direkt restauriert werden können. Auch von HANNIG et al. [53] konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der Bruchlastwerte endodontisch behandelter Prämolaren mit dreiflächigen CAD/CAM-Keramikinlayrestaurationen und ebenso restaurierten Zähnen ohne Wurzelkanalbehandlung ermittelt werden.

Die Beobachtung, dass in den beiden Gruppen mit Füllungen und faserverstärkten Stiften und in der Gruppe mit Füllungen und BKS-Schrauben signifikant höhere Bruchlastwerte gemessen wurden als bei alleiniger Füllungstherapie ohne Stiftversorgung steht allerdings im Gegensatz einer weiteren Richtlinie der Gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ zum Aufbau endodontisch behandelter Zähne [36], wonach Stifte aufgrund ihres schwächenden Effektes nur zur Erhöhung der Retention für die Aufbaufüllung gesetzt werden sollen und keinen verstärkenden Effekt auf endodontisch behandelte Zahnwurzeln ausüben.

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich hingegen bei Verwendung von Quarz- und Glasfaserstiften und metallischen Schrauben in Kombination mit der adhäsiven Füllungstherapie eine höhere Frakturresistenz als bei alleiniger Restauration mit Kompositfüllungen. Dies scheint bei Restauration mit Füllungen auf einen stabilisierenden Effekt durch die Verwendung der entsprechenden Stifte hinzudeuten.

### 6.8.2. Bruchmodus

Bei Betrachtung der Bruchmodi in den Füllungsgruppen traten hauptsächlich Frakturen der bukkalen Höcker in Kombination mit Teilfrakturen der Kompositfüllungen auf, unabhängig von der Art der Stiftrestauration. Auch die Kronengruppen zeigten untereinander ähnliche Bruchmuster (s. Abb. 30). Die Frakturen reichten in allen Prüfgruppen entweder bis Knochenniveau oder bis zu 2 mm darunter ins obere Wurzeldrittel. Stiftfrakturen traten ausschließlich in den beiden Gruppen mit Kronen und Keramikstiften auf.

Bei Beurteilung der Möglichkeit, Zähne mit solchen Frakturen im klinischen Alltag wieder restaurieren zu können, erscheint dies bei Frakturen bis zum Knochenniveau deutlich unproblematischer. In diesem Fall ist eine chirurgische Kronenverlängerung oder eine kieferorthopädische Extrusion des Zahns um 3 mm nötig, um nach Anlage einer Präparation mit 1 mm hoher Restdentinfassung dennoch einen Abstand von 2 mm zum Knochen zu gewährleisten und die biologische Breite nicht zu verletzen. Wird dieser Abstand zum Knochen unterschritten, besteht die Gefahr des unkontrollierten Knochenabbaus durch die Auflockerung des Zahnhalteapparates [59]. Je tiefer eine Fraktur unterhalb des Knochenniveaus liegt, umso stärker wird der Zahn verkürzt, wenn entsprechende chirurgische oder kieferorthopädische Maßnahmen zur Wiederversorgung durchgeführt werden. Somit resultiert eine ungünstige Kronen-Wurzel-Relation, welche die Prognose des Zahns

verschlechtert, wodurch der langfristige Erfolg der zur Wiederversorgung nötigen aufwändigen Eingriffe fraglich wird.

Um in der vorliegenden Arbeit zwischen reparablen und irreparablen Frakturen zu differenzieren, wurden daher alle Bruchverläufe bis Knochenniveau als reparabel eingestuft, alle darunter liegenden als irreparabel. Diese Einteilung wurde auch von anderen Autoren häufig in der Literatur beschrieben [45, 46].

Klinisch können sich bei der Entscheidung zur Möglichkeit der Wiederversorgung eines Zahnes mit einer leicht unter Knochenniveau reichenden Fraktur, unter Berücksichtigung von dessen individueller Wurzellänge im Verhältnis zur Tiefe der Fraktur, Abweichungen von der oben angeführten Einteilung ergeben.

Unter Berücksichtigung der definierten Einteilung fällt auf, dass in den Gruppen mit Füllungen, in denen wie oben erläutert im Vergleich zu den Kronengruppen die signifikant höheren Bruchlastwerte gemessen wurden, auch mehr irreparable Frakturen auftraten als in den Kronengruppen. Diese Beobachtung stimmt auch mit den Ergebnissen der unversehrten Prämolaren überein, bei denen bei zwar hohen Bruchlastwerten jedoch ausschließlich irreparable Frakturen auftraten. Das Frakturverhalten bei Überkronung ist möglicherweise daher günstiger, weil die Präparationsgrenze der Krone als Sollbruchstelle bei der Krafteinleitung wirkt. Zudem fällt auf, dass in den Gruppen Füllung + BKS und Füllung / Kein Stift ausschließlich irreparable Frakturen auftraten, die Bruchlast der Gruppe Füllung + BKS gegenüber der alleinigen Füllungstherapie ohne Stift jedoch signifikant größer war. Auch in den beiden Gruppen mit faserverstärkten Stiften und Füllungen wurden gegenüber einer Füllungstherapie ohne Stift signifikant höhere Bruchlastwerte gemessen. In der Gruppe mit Glasfaserstiften war eine Fraktur reparabel, bei Verwendung von Quarzfaserstiften zwei. Somit scheinen die faserverstärkten Stifte und die Schrauben in Kombination mit Füllungsrestorationen im Vergleich zur alleinigen Füllungstherapie nicht nur im Hinblick auf die Erhöhung der Frakturresistenz Vorteile zu bieten, sondern auch weil das Frakturverhalten ohne Stiftversorgung nicht günstiger ist und nicht mehr reparable Frakturen resultieren. Bei Verwendung von Schrauben ist das Frakturverhalten ebenso ungünstig, führt aber zu einer höheren Bruchlast. Die faserverstärkten Stifte zeigen bei nochmals höherer Bruchlast einen geringfügig besseren Versagensmodus. Auch bei Betrachtung der Kronengruppen fällt auf, dass das Frakturverhalten mit faserverstärkten Stiften im Vergleich zur Restauration mit Schrauben nicht günstiger war. Die Gruppen mit Krone + BKS und Krone + DT Light SL zeigten beide zur Hälfte reparable und irreparable Frakturen, bei den Glasfaserstiften war wiederum nur eine Fraktur reparabel. Dieses Ergebnis steht in Widerspruch zur Meinung anderer Autoren, dass bei Verwendung faserverstärkter Stifte im Vergleich zu metallischen Stiften prinzipiell ein günstigeres Frakturverhalten zu beobachten sei [41, 93].

Die beiden Gruppen mit Füllungen und Keramikstiften zeigten einander ähnliche Bruchmuster, in der Gruppe mit konventionell zementierten Stiften waren zwei Frakturen reparabel, bei adhäsiver Befestigung der Stifte drei. Bei Überkronung war in der Gruppe mit adhäsiv befestigten Keramikstiften die Hälfte der Frakturen reparabel, bei konventioneller Zementierung der Stifte

wiederum zwei. Stiftfrakturen wurden ausschließlich in den beiden Gruppen mit Kronen und Keramikstiften beobachtet. Auffällig ist zudem, dass im Vergleich zu den adhäsiv befestigten Keramikstiften doppelt so viele konventionell zementierte Stifte frakturierten, zudem lagen die Frakturen bei diesen in den meisten Fällen irreparabel im oberen Wurzeltrittel. Diese Beobachtung bestätigt die Ergebnisse der Bruchlastanalyse, da für diese Gruppe auch die niedrigste Bruchlast aller Prüfgruppen ermittelt wurde.

Auch in den Untersuchungen anderer Autoren mit ähnlichem Studiendesign wurden nur in den Gruppen mit Keramikstiften Stiftfrakturen ermittelt [13, 130]. Es wird angenommen, dass dieses Ergebnis auf das Spröbruchverhalten der Keramik zurückzuführen ist [114], dem die Duktilität der Metalle und die Flexibilität der Faserstifte gegenüberstehen.

Das typische Bruchmuster der Vergleichsgruppe mit unversehrten Prämolaren unterschied sich deutlich von den Bruchverläufen der übrigen Gruppen. Hier wurden irreparable Querfrakturen der Zahnwurzeln im oberen oder mittleren Wurzeltrittel beobachtet. Auffällig war zudem, dass auch die Frakturen im oberen Wurzeltrittel, mit Ausnahme eines Prüfkörpers, etwa 1-1,5 mm tiefer lagen als die entsprechenden Frakturen in den übrigen Gruppen. Es ist anzunehmen, dass im Unterschied zu den Bruchverläufen der natürlichen Zähne, die Frakturmuster der anderen Untersuchungsgruppen durch das Versagen einzelner Komponenten der Restaurationen bestimmt werden, bevor es wie beim natürlichen Zahn zum Totalversagen bei entsprechend höheren Kräften kommen kann.

Bei Betrachtung der Ergebnisse muss jedoch berücksichtigt werden, dass die tatsächlichen funktionellen Kaukräfte mit durchschnittlichen Werten zwischen 20 und 40 N wesentlich kleiner sind als die nahe der Schmerzgrenze des Parodonts gemessenen, maximalen Kaukräfte [84]. Die in der Literatur beschriebenen mittleren maximalen Kaukräfte von durchschnittlich 250 N im Prämolarenbereich [43, 127] werden von allen Versuchsgruppen deutlich überschritten. Der zusätzlich zur Versorgung mit Einzelkronen empfohlene Sicherheitsbereich von 200 N [83] wird nur von der Gruppe mit unversehrten Zähnen, den Füllungsgruppen mit Schrauben, Quarzfasern- und Glasfaserstiften und annähernd von der Gruppe mit Kronen und Quarzfasernstiften erreicht. Allerdings ist anzunehmen, dass höhere Kräfte als die mittleren maximalen Kaukräfte zu einer Aktivierung des Reflexbogens zwischen desmodontalen Rezeptoren, Mechanorezeptoren der Pulpa, sensorischen Endorganen von Kaumuskulatur und Kiefergelenkkapsel und der motorischen Aktivität der Kaumuskulatur führen. Infolgedessen wird die Kaumuskelkontraktion beispielsweise beim plötzlichen Aufbeißen auf einen harten Gegenstand reflektorisch aufgehoben [88]. In der Untersuchung von RANDOW und GLANTZ [118] wurde im direkten Vergleich vitaler und avitaler Zähne gezeigt, dass dieser schützende Feedback-Mechanismus bei endodontisch behandelten Zähnen eine Einschränkung erfährt, da diese gegenüber den vitalen Zähnen deutlich geringere Schmerzgrenzen bei Belastung zeigten. Allerdings wurden in der Studie nur einzelne Zähne belastet, was die Übertragbarkeit auf die klinische Belastungssituation limitiert. Bei plötzlich auftretenden hohen Kaukräften zwischen dem Antagonistenpaar eines vitalen und eines avitalen Zahnes kann angenommen werden, dass das



Erreichen der Schmerzgrenze des vitalen Zahnes zu einer reflektorischen Kontrolle der Muskelaktivität führt, auch wenn der endodontisch behandelte Zahn möglicherweise verzögert reagiert hätte. Eine ungünstigere klinische Situation hingegen besteht bei Okklusion ausschließlich avitaler Zähne oder einer gingival gelagerten Prothese im Gegenkiefer. Bei Patienten mit Bruxismus ist ebenfalls aufgrund der hohen Belastung eine Restaurationsform anzuraten, welche in dieser Studie möglichst hohe Bruchlastwerte erreichte, wobei insbesondere bei diesen Patienten eine prothetische Planung im Gesamtkonzept einer funktionellen Therapie gesehen werden muss.

### 6.8.3. Röntgenanalyse

Bei Betrachtung der röntgenologischen Auswertung im Vergleich zu den tatsächlichen Bruchverläufen fällt auf, dass die meisten Frakturen ausschließlich in der mesio-distalen Seitenansicht röntgenologisch erkannt werden konnten, nicht aber in der bucco-oralen Frontansicht. Dies ist insbesondere in den Kronengruppen von Bedeutung, da die meisten der in dieser Arbeit in den Füllungsgruppen beobachteten Frakturen vom Behandler auch klinisch ohne Röntgenbild sofort erkannt werden. Somit erfolgte die Auswertung der bucco-oralen Röntgenbilder in den Füllungsgruppen vorwiegend aus experimentellen Gründen.

In den Kronengruppen hingegen wird deutlich, dass die Mehrzahl der Frakturen im klinischen Fall vom Behandler röntgenologisch nicht erkannt werden könnte, da die hier experimentell zusätzlich analysierte Seitenansicht klinisch nicht zur Verfügung steht. Aber auch die experimentelle Seitenansicht erlaubte nur in wenigen Fällen die Diagnose der häufig sehr diskreten Frakturverläufe. Die meisten der Frakturen in den Kronengruppen waren zudem erst nach Trocknung und Anfärbung mit Tinte erkennbar. Im klinischen Fall wäre die Diagnose dieser Frakturen aufgrund von Speichel, Blutungen des Zahnfleisches und der engen Position der Nachbarzähne nicht möglich. Zudem fällt auf, dass auch in beiden Gruppen mit Stiftfrakturen auf den bukkalen Röntgenaufnahmen nur die Hälfte der tatsächlich in jeder Gruppe gebrochenen Stifte erkannt wurde. Es ist anzunehmen, dass die meisten der in dieser Studie in den Gruppen mit Kronenversorgung beobachteten Frakturen sowohl klinisch als auch röntgenologisch nicht diagnostiziert würden.

### 6.9. Schlussfolgerungen

Bezüglich der anfangs (s. Kapitel 3.12) aufgestellten Hypothesen lässt sich abschließend folgendes feststellen:

1. Hypothese 1 hat sich nicht bestätigt: Die Bruchlast endodontisch behandelter Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad ist bei Restauration mit Kompositfüllungen signifikant höher als bei Überkronung der Zahnhartsubstanz.

2. Hypothese 2 hat sich zum Teil bestätigt: Bei Verwendung faserverstärkter Kunststoffstifte wird die Bruchlast im Vergleich zur Versorgung mit konventionellen metallischen Schrauben gesteigert, der Unterschied war hier nicht signifikant. Die Gefahr von Wurzelfrakturen wird mit faserverstärkten Stiften gegenüber metallischen Schrauben nur bei Restauration mit Kompositfüllungen geringfügig verringert.

3. Hypothese 3 hat sich zum Teil bestätigt: Die Bruchlastwerte endodontisch behandelte und mittelgradig zerstörte Prämolaren mit konventionell und adhäsiv befestigten Keramikstiften unterscheiden sich voneinander nicht signifikant. Bei Überkronung der Zähne zeigten sich allerdings bei den konventionell zementierten Stiften mehr irreparable Wurzel- und Stiftfrakturen als bei adhäsiver Befestigung der Stifte.

4. Hypothese 4 hat sich nicht bestätigt: Bei Restauration endodontisch behandelte, mittelgradig zerstörte Prämolaren mit faserverstärkten Stiften oder Titanschrauben und Kompositfüllungen wird die Bruchlast im Vergleich zur alleinigen Füllungstherapie signifikant gesteigert. Bei keiner Gruppe mit Stiftpräparation zeigte sich eine signifikante Verminderung der Bruchlast im Vergleich zu einer alleinigen Füllungstherapie oder Überkronung ohne Stiftversorgung.

5. Hypothese 5 hat sich mit einer Einschränkung bestätigt: In der Vergleichsgruppe mit unversehrten Prämolaren zeigte sich die höchste Bruchlast, diese unterschied sich signifikant von den Ergebnissen aller anderen Gruppen mit Ausnahme der Gruppe mit Quarzfaserstiften und Kompositfüllungen.

Auch wenn die Ergebnisse von In-vitro-Studien nur mit Einschränkungen auf den klinischen Bereich übertragbar sind, wird aus der vorliegenden Untersuchung deutlich, dass eine zahnhartsubstanzschonende Rekonstruktion mit faserverstärkten Stiften im Hinblick auf die Bruchlast endodontisch behandelte Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad auf vielversprechende Ergebnisse hindeutet. Insbesondere bei Verwendung quarzfaserverstärkter Stifte mit bereits vorkonditionierter Oberfläche scheint bei minimalinvasiver Rekonstruktion mit Kunststofffüllungen bezüglich der Bruchlast kein signifikanter Unterschied zu natürlichen unversehrten Zähnen zu erwarten zu sein.

Bei vorliegendem Zerstörungsgrad deutet der Verzicht auf eine komplette Überkronung zu Gunsten einer zahnhartsubstanzschonenden Füllungsrekonstruktion bei allen Stiftsystemen auf eine höhere Frakturresistenz hin.

Zirkonoxidstifte scheinen gegenüber den faserverstärkten Stiften bei mittlerem Zerstörungsgrad keine Vorteile zu bieten, da insbesondere bei konventioneller Befestigung und Überkronung der Zähne mit Stiftfrakturen gerechnet werden muss, was aufgrund der schwierigen Entfernbarkeit der Stifte die Möglichkeit der Wiederversorgung erschwert. Bei Versorgung mit Füllungsrestaurationen deutet die

Verwendung sowohl konventionell als auch adhäsiv befestigter Keramikstifte auf deutlich niedrigere Bruchlastwerte hin. Inwieweit dies eine klinische Bedeutung hat, sei dahingestellt.

Aus den Ergebnissen der röntgenologischen Auswertung wird deutlich, dass eine Vielzahl diskreter Zahnfrakturen bei überkronten Zähnen klinisch nicht diagnostiziert würde.

## 7. VERZEICHNISSE

### 7.1. Literaturverzeichnis

1. Abbott PV: *Incidence of root fractures and methods used for post removal*. Int Endod J 35, 63-67 (2002)
2. 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)
3. Akkayan B, Gulmez T: *Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems*. J Prosthet Dent 87, 431-437 (2002)
4. Akkayan B: *An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems*. J Prosthet Dent 92, 155-162 (2004)
5. Al-Wahadni A, Gutteridge DL: *An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration*. Int Endod J 35, 913-918 (2002)
6. Aquilino SA, Caplan DJ: *Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth*. J Prosthet Dent 87, 256-263 (2002)
7. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T: *Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts*. J Dent 27, 275-278 (1999)
8. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I: *Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques*. J Prosthet Dent 61, 535-543 (1989)
9. 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)
10. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS: *Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin*. J Prosthet Dent 95, 430-436 (2006)
11. Attin T, Hellwig E, Hilgers RD: *Der Einfluß verstärkender Wurzelstifte auf die Frakturfestigkeit endodontisch versorgter Zähne - Eine In-vitro-Studie*. Dtsch Zahnärztl Z 49, 586-589 (1994)
12. Attin T, Buchalla W: *Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren*. Dtsch Zahnärztl Z 53, 766-774 (1998)
13. Babenhauserheide K: *Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit und zum Verlauf der Bruchflächen verschiedener Stiftstumpfaufbausysteme nach künstlicher Alterung*. Med.Diss., CharitéBerlin 2004
14. Baraban DJ: *The restoration of pulpless teeth*. Dent Clin North Am 633-653 (1967)
15. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM: *A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine*. Int Endod J 37, 840-848 (2004)
16. Blankenstein F, Naumann M, Lange KP: *Überlebenswahrscheinlichkeit endodontisch behandelter Zähne-Vorschlag zur klinischen Erfassung des Erhaltungsgrades*. Dtsch Zahnärztl Z 57, 558-561 (2002)
17. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M: *Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations*. Dent Mater 18, 596-602 (2002)
18. Braun B: *Zahnstumpfaufbau mit der BKS-Wurzelschraube*. Die Quintessenz 7-15 (1989)

19. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR: *Stress distribution surrounding endodontic posts*. J Prosthet Dent 64, 412-418 (1990)
20. Carter JM, Sorensen SE, Johnson RR, Teitelbaum RL, Levine MS: *Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth*. J Biomech 16, 841-848 (1983)
21. Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ: *The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements*. Aust Dent J 38, 39-45 (1993)
22. Cheung W: *A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration*. J Am Dent Assoc 136, 611-619 (2005)
23. Coca I, Schwickerath H: *Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich*. Dtsch Zahnärztl Z 42, 338-341 (1987)
24. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS: *Retention of a core material supported by three post head designs*. J Prosthet Dent 83, 624-628 (2000)
25. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC: *Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts*. J Prosthet Dent 55, 540-546 (1986)
26. 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)
27. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF: *Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs*. J Dent Res 60, 1301-1310 (1981)
28. de Rijk WG: *Removal of fiber posts from endodontically treated teeth*. Am J Dent 13, 19B-21B (2000)
29. Drummond JL, Toepke TR, King TJ: *Thermal and cyclic loading of endodontic posts*. Eur J Oral Sci 107, 220-224 (1999)
30. Drummond JL: *In vitro evaluation of endodontic posts*. Am J Dent 13, 5B-8B (2000)
31. Drummond JL, Bapna MS: *Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin*. Dent Mater 19, 226-231 (2003)
32. 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)
33. Duret B, Duret F, Reynaud M: *Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost*. Compend Contin Educ Dent Suppl S50-56 (1996)
34. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M: *Klinische Erfahrungen mit konfektionierten Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z 55, 746-750 (2000)
35. Edelhoff D, Sorensen JA: *Retention of selected core materials to zirconia posts*. Oper Dent 27, 455-461 (2002)
36. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P: *Aufbau endodontisch behandelter Zähne - Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ*. Dtsch Zahnärztl Z 58, 199-201 (2003)
37. Edelhoff D, Weber M, Spiekermann H, Marx R: *PVD-Beschichtung für verbesserte Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte*. Schweiz Mschr Zahnmed 116, 992-999 (2006)
38. Eichner K: *Messung der Kräfte bei Kauvorgängen*. Dtsch Zahnärztl Z 18, 915-924 (1963)
39. Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J: *Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture*. J Prosthet Dent 65, 179-187 (1991)
40. 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 (2000)
41. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F: *Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores*. Am J Dent 13, 15B-18B (2000)

42. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN: *Retrospective study of the clinical performance of fiber posts*. Am J Dent 13, 9B-13B (2000)
43. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM: *Single tooth bite forces in healthy young adults*. J Oral Rehabil 31, 18-22 (2004)
44. Fischer H, Edelhoff D, Marx R: *Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften*. Dtsch Zahnärztl Z 53, 854-858 (1998)
45. 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)
46. Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell-Ronnlof AM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH: *In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems*. Eur J Oral Sci 114, 250-256 (2006)
47. Gale MS, Darvell BW: *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent 27, 89-99 (1999)
48. Gateau P, Sabek M, Dailey B: *In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post-and-core applications*. J Prosthet Dent 86, 149-155 (2001)
49. Glazer B: *Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts--a prospective study*. J Can Dent Assoc 66, 613-618 (2000)
50. Goodacre CJ, Spolnik KJ: *The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts*. J Prosthodont 3, 243-250 (1994)
51. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ: *Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths*. Dent Mater 9, 79-84 (1993)
52. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U: *Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents*. Dent Mater 9, 191-197 (1993)
53. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T: *Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays*. J Prosthet Dent 94, 342-349 (2005)
54. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H: *In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years*. J Dent Res 79, 1385-1391 (2000)
55. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H: *Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 66, 324-330 (2003)
56. Hauman CH, Chandler NP, Purton DG: *Factors influencing the removal of posts*. Int Endod J 36, 687-690 (2003)
57. Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G: *Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro*. Br Dent J 195, 155-158; discussion 147 (2003)
58. Helfer AR, Melnick S, Schilder H: *Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 34, 661-670 (1972)
59. Hellwig E, Klimek J, Attin T: *Einführung in die Zahnerhaltung*. Urban & Fischer, München, Jena 1999
60. Heydecke G, Butz F, Strub JR: *Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study*. J Dent 29, 427-433 (2001)
61. 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)
62. Hofmann M: *Das ER-Stiftsystem zum Aufbau marktoter Zähne (I)*. Quintessenz 36, 41-50 (1985)
63. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM: *Influence of post dimension on stress distribution in dentin*. J Prosthet Dent 75, 140-147 (1996)

64. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D: *Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin*. J Endod 18, 209-215 (1992)
65. Hudis SI, Goldstein GR: *Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature*. J Prosthet Dent 55, 33-38 (1986)
66. Huysmans MC, Peters MC, Plasschaert AJ, van der Varst PG: *Failure characteristics of endodontically treated premolars restored with a post and direct restorative material*. Int Endod J 25, 121-129 (1992)
67. Isidor F, Brondum K: *Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts*. Int J Prosthodont 5, 257-261 (1992)
68. Isidor F, Odman P, Brondum K: *Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts*. Int J Prosthodont 9, 131-136 (1996)
69. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G: *The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts*. Int J Prosthodont 12, 78-82 (1999)
70. Ivoclar, AG: *Wissenschaftliche Dokumentation CosmoPost/IPS Empress Cosmo Rohling*. Schaan, Liechtenstein 1997
71. Jeong SM, Ludwig K, Kern M: *Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations*. Int J Prosthodont 15, 154-158 (2002)
72. Kaelin D, Schärer P: *Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik*. Schweiz Mschr Zahnheilk 101, 457-463 (1991)
73. Kakehashi Y, Luthy H, Naef R, Wohlwend A, Scharer P: *A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results*. Int J Periodontics Restorative Dent 18, 586-593 (1998)
74. Kampe MT: *Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit*. Med.Diss., Freiburg 2005
75. Kantor ME, Pines MS: *A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth*. J Prosthet Dent 38, 405-412 (1977)
76. Kern M, Knode H: *Stiftkernaufbauten aus In-Ceram - Direkte und indirekte Methode*. Quintessenz Zahntechnik 17, 917-921 (1991)
77. Kern M, Pleimes AW, Strub JR: *Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten*. Dtsch Zahnärztl Z 50, 451-453 (1995)
78. Kern M, Simon MH, Strub JR: *Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik*. Dtsch Zahnärztl Z 53, 266-268 (1998)
79. Kern M, Wegner SM: *Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability*. Dent Mater 14, 64-71 (1998)
80. King PA, Setchell DJ: *An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth*. J Oral Rehabil 17, 599-609 (1990)
81. Komet-Brasseler: *Produktinformation Cerapost*. Lemgo, Germany 2004
82. Komet-Brasseler: *Produktinformation Dentinpost*. Lemgo, Germany 2005
83. Körber KH, Ludwig K: *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen*. Dent Labor 31, 55-60 (1983)
84. Körber KH: *Zahnärztliche Prothetik*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York 1995
85. Koutayas SO, Kern M: *Vollkeramische Stiftkernaufbauten-Stand der Technik*. Quintessenz 50, 701-711 (1999)
86. Kwiatkowski S, Geller W: *A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core*. Int J Prosthodont 2, 51-55 (1989)
87. 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)
88. Lehmann KM, Hellwig E: *Einführung in die restaurative Zahnheilkunde*. Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1998

89. Lloyd PM, Palik JF: *The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review.* J Prosthet Dent 69, 32-36 (1993)
90. Malferrari S, Monaco C, Scotti R: *Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts.* Int J Prosthodont 16, 39-44 (2003)
91. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF: *Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts.* J Adhes Dent 1, 153-158 (1999)
92. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TR: *Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration.* J Prosthet Dent 88, 297-301 (2002)
93. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U: *Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core.* J Prosthet Dent 80, 527-532 (1998)
94. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R: *Root reinforcement with a resin-bonded preformed post.* J Prosthet Dent 78, 10-14 (1997)
95. Meyenberg H, Lüthy H, Schärer P: *Zirconia posts: A new All-Ceramic concept for nonvital abutment teeth.* J Esthet Dent 274-281 (1994)
96. Mezzomo E, Massa F, Libera SD: *Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I.* Quintessence Int 34, 301-306 (2003)
97. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE: *Restoration of endodontically treated teeth.* Dent Clin North Am 48, vi, 397-416 (2004)
98. Naumann M, Blankenstein F, Lange KP: *Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen.* Dtsch Zahnärztl Z 57, 554-557 (2002)
99. Naumann M, Lange KP: *Ansichten und Techniken zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne.* Dtsch Zahnärztl Z 58, 280-285 (2003)
100. Nothdurft FP: *Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten.* Med. Diss., Ludwig-Maximilians-Universität München 2000
101. Nothdurft FP, Gernet W, Pospiech PR: *In-vitro-Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid.* Dtsch Zahnärztl Z 58, 451-456 (2003)
102. Nothdurft FP, Pospiech PR: *Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: a pilot study.* J Prosthet Dent 95, 311-314 (2006)
103. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L: *Fracture resistance and reliability of new zirconia posts.* J Prosthet Dent 91, 342-348 (2004)
104. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ: *Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids.* J Prosthet Dent 67, 325-327 (1992)
105. Panitvisai P, Messer HH: *Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures.* J Endod 21, 57-61 (1995)
106. Papa J, Cain C, Messer HH: *Moisture content of vital vs endodontically treated teeth.* Endod Dent Traumatol 10, 91-93 (1994)
107. Paul SJ, Werder P: *Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study.* Int J Prosthodont 17, 524-528 (2004)
108. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M: *Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review.* Quintessence Int 36, 737-746 (2005)
109. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D: *Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth.* J Prosthet Dent 88, 302-306 (2002)
110. Pleimes AW: *Bruchfestigkeit von Stiftkernaufbauten und Kronen aus In-Ceram im Vergleich zu einem konventionellen System.* Med. Diss., Freiburg 1994

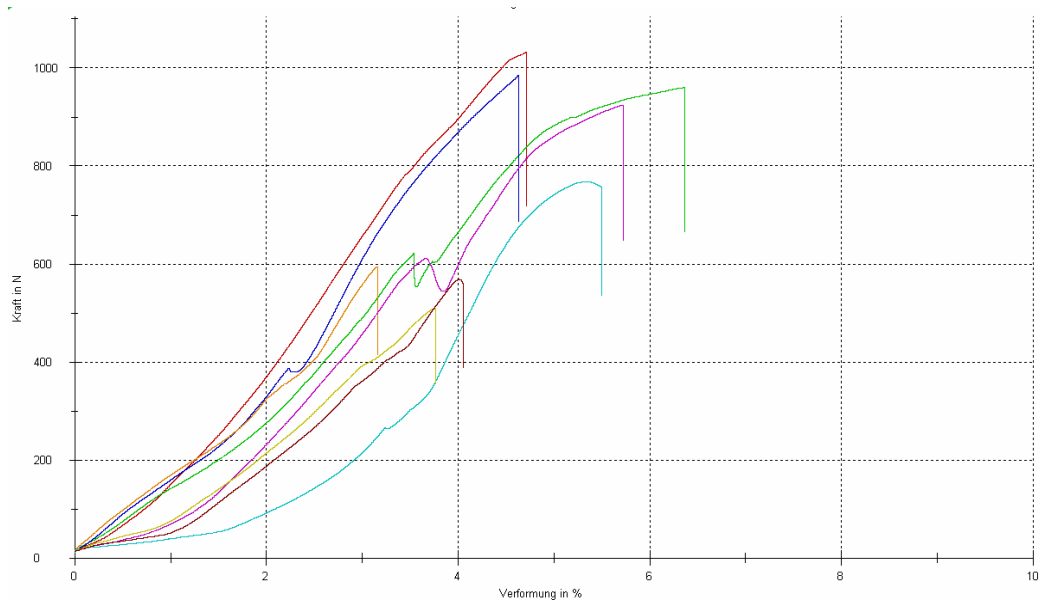


111. Pontius O, Hutter JW: *Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement.* J Endod 28, 710-715 (2002)
112. Pospiech P: *Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen.* Thieme, Stuttgart, New York 2001
113. Pospiech P: *All-ceramic crowns: bonding or cementing?* Clin Oral Investig 6, 189-197 (2002)
114. Pospiech P: *Keramik-Vollkeramik - Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.* 3M ESPE AG, Seefeld, Germany 2004
115. Pospiech P: *Persönliche Mitteilungen* (2007)
116. Pospiech P: *Persönliche Mitteilungen.* (2007)
117. Quintas AF, Bottino MA, Neisser MP, de Araujo MA: *Effect of the surface treatment of plain carbon fiber posts on the retention of the composite core: an in vitro evaluation.* Pesqui Odontol Bras 15, 64-69 (2001)
118. Randow K, Glantz PO: *On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study.* Acta Odontol Scand 44, 271-277 (1986)
119. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH: *Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures.* J Endod 15, 512-516 (1989)
120. 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)
121. Rivera EM, Yamauchi M: *Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth.* Arch Oral Biol 38, 541-546 (1993)
122. Robbins JW: *Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth.* J Am Dent Assoc 120, 558, 560, 562 passim (1990)
123. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G: *Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores.* J Oral Rehabil 27, 595-601 (2000)
124. Rosentritt M, Sikora M, Behr M, Handel G: *In vitro fracture resistance and marginal adaptation of metallic and tooth-coloured post systems.* J Oral Rehabil 31, 675-681 (2004)
125. Schönbrodt M, Schmage P, Nergiz I, Platzer U: *Haftfestigkeit zahnfarbener Wurzelstifte in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung und dem Befestigungskomposit.* Dtsch Zahnärztl Z 58, 55-59 (2003)
126. Schwartz RS, Robbins JW: *Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review.* J Endod 30, 289-301 (2004)
127. Schwickerath H, Coca I: *Einzelkronen aus Glaskeramik.* Phillip J 4, 336-338 (1987)
128. Sedgley CM, Messer HH: *Are endodontically treated teeth more brittle?* J Endod 18, 332-335 (1992)
129. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ: *An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system.* J Prosthet Dent 78, 5-9 (1997)
130. Sikora M: *Einfluß der Stiftversorgung auf die in vitro Bruchfestigkeit und Randqualität vollkeramischer Frontzahnkronrn.* Med. Diss., Universität Regensburg 2001
131. Simon MH-P, Paffrath J: *Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne.* Quintessenz 46, 1085-1101 (1995)
132. Sokol DJ: *Effective use of current core and post concepts.* J Prosthet Dent 52, 231-234 (1984)
133. Sorensen JA, Martinoff JT: *Clinically significant factors in dowel design.* J Prosthet Dent 52, 28-35 (1984)

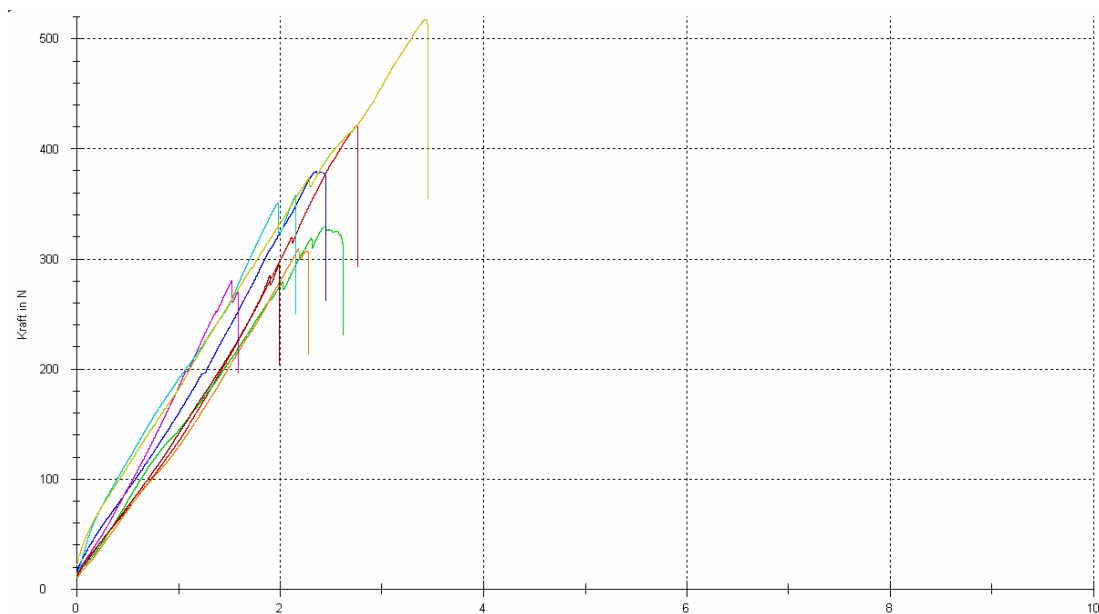
134. Sorensen JA, Engelman MJ: *Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth*. J Prosthet Dent 63, 529-536 (1990)
135. Sorensen JA, Engelman MJ: *Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth*. J Prosthet Dent 64, 419-424 (1990)
136. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC: *Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design*. J Prosthet Dent 39, 400-405 (1978)
137. Stern N, Hirshfeld Z: *Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations*. J Prosthet Dent 30, 162-165 (1973)
138. Stockton LW: *Factors affecting retention of post systems: a literature review*. J Prosthet Dent 81, 380-385 (1999)
139. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ: *Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions-short term*. J Dent 24, 417-423 (1996)
140. 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 Rehabil 28, 120-124 (2001)
141. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: *Curriculum Prothetik*. Quintessenz Verlags- GmbH, Berlin 2003
142. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV: *The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine*. Arch Oral Biol 43, 305-311 (1998)
143. Torbjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A: *Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties*. Eur J Oral Sci 104, 605-611 (1996)
144. Trabert KC, Cooney JP: *The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques*. Dent Clin North Am 28, 923-951 (1984)
145. VDW-GmbH: *Verarbeitungsanleitung DT Light SL*. München 2006
146. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M: *An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions*. Dent Mater 18, 495-502 (2002)
147. Wegner SM, Kern M: *Long-term resin bond strength to zirconia ceramic*. J Adhes Dent 2, 139-147 (2000)
148. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS: *Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more*. J Endod 17, 293-297 (1991)
149. Widera MP: *Die Retention verschiedener Wurzelkanalstiftsysteme in Abhängigkeit von Zementen und Vorbehandlungstechniken*. Med. Diss., MLU Halle-Wittenberg 2004
150. Wirz J, Christ R: *Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten - eine In-vitro-Studie*. Schweiz Mschr Zahnheilk 92, 408-428 (1982)
151. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M: *Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods*. Dent Mater (2006)
152. Wu MK, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Wesselink PR: *Microleakage along apical root fillings and cemented posts*. J Prosthet Dent 79, 264-269 (1998)
153. Xible AA, de Jesus Tavaréz RR, dos Reis Pereira de Araujo C, Bonachela WC: *Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study*. J Prosthet Dent 95, 224-229 (2006)
154. 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)

## 7.2. Prüfprotokolle und Verlaufskurven der Bruchtests

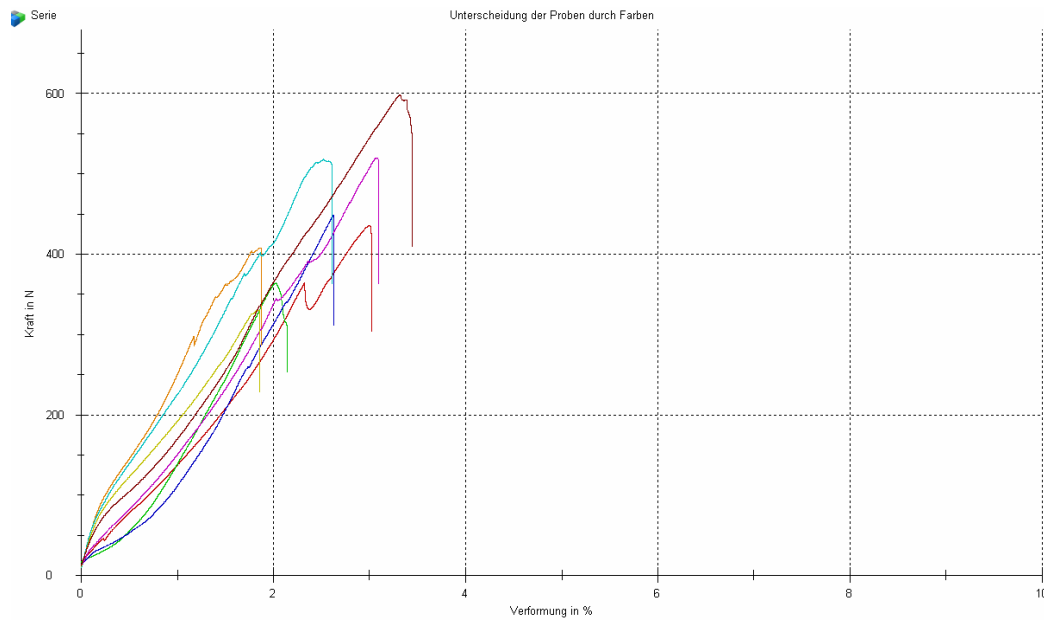
Gruppe I: keine Versorgung (unversehrter Zahn):



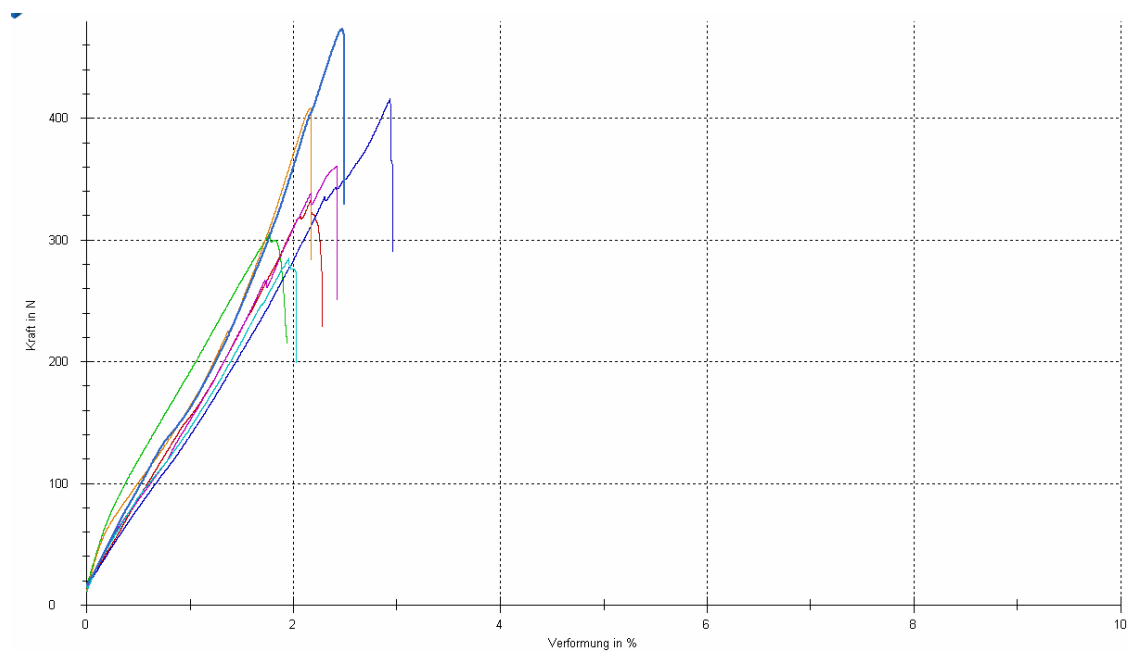
Gruppe II: Füllung/ kein Stift:



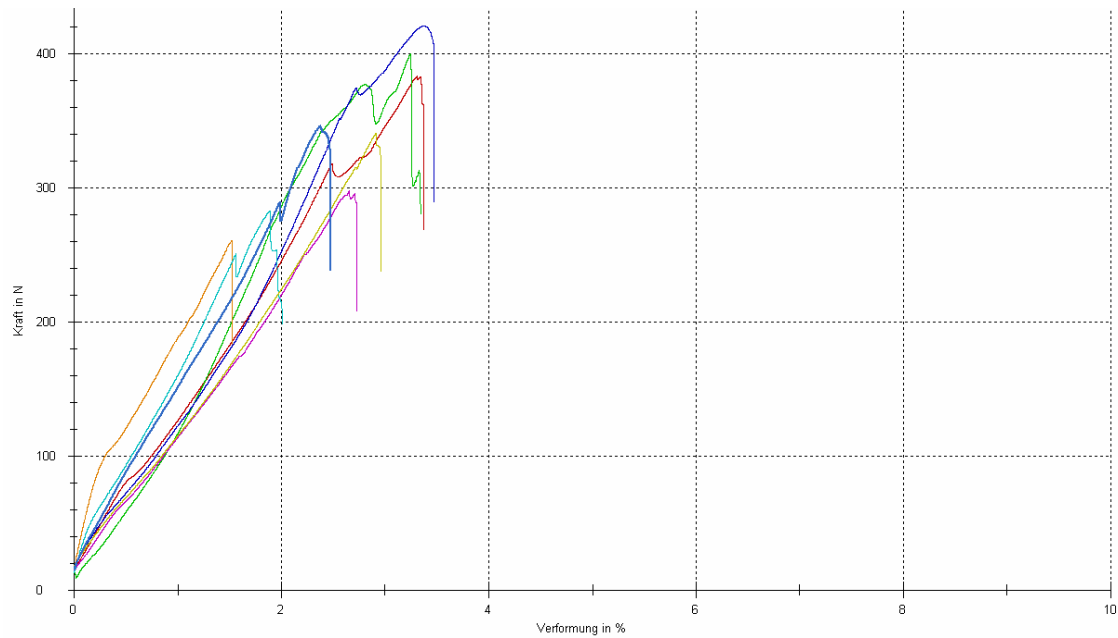
## Gruppe III: Füllung + BKS:



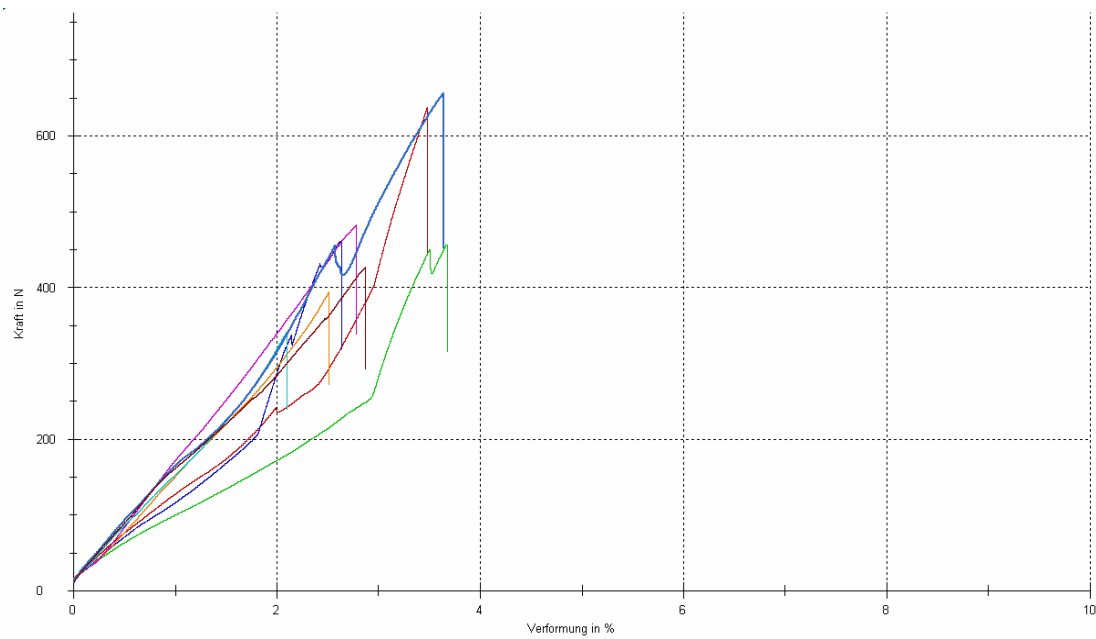
## Gruppe IV: Füllung + CeraPost + Ketac:



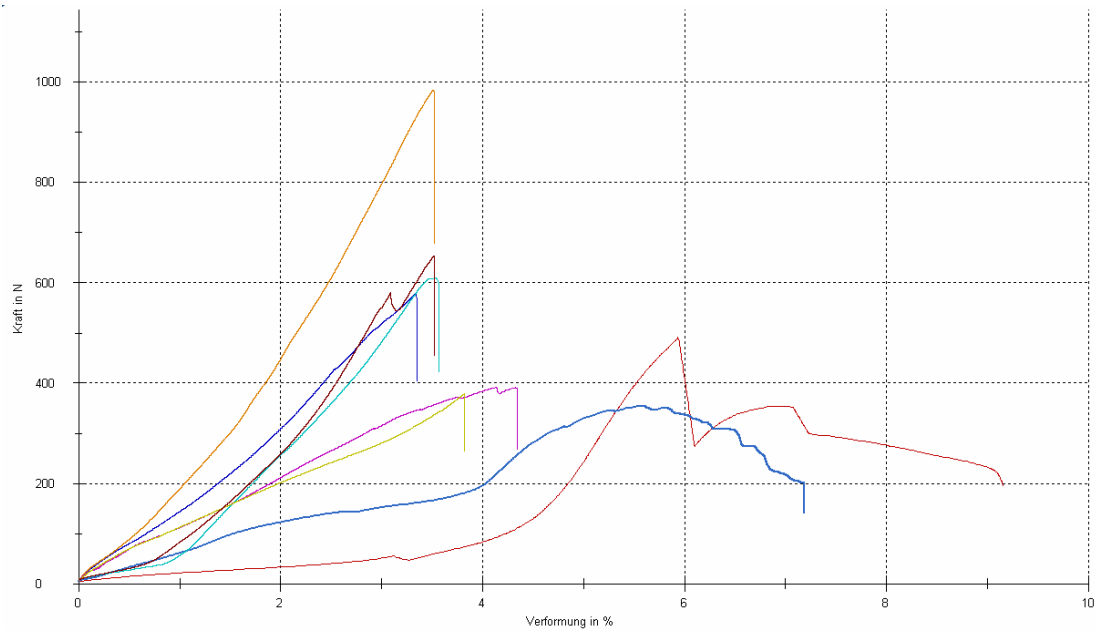
## Gruppe V: Füllung + CeraPost + Panavia:



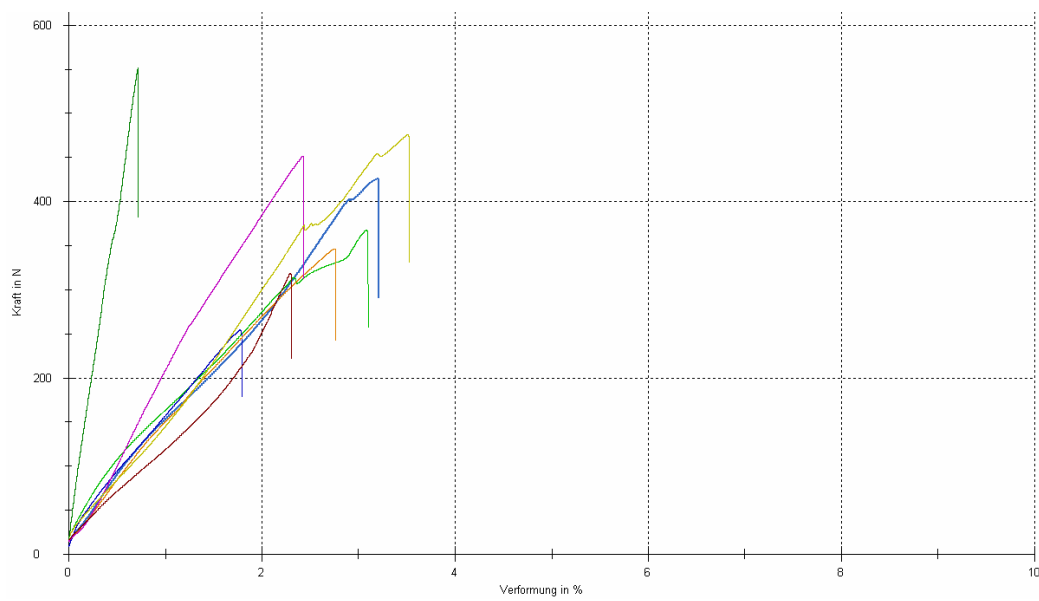
## Gruppe VI: Füllung + DentinPost:



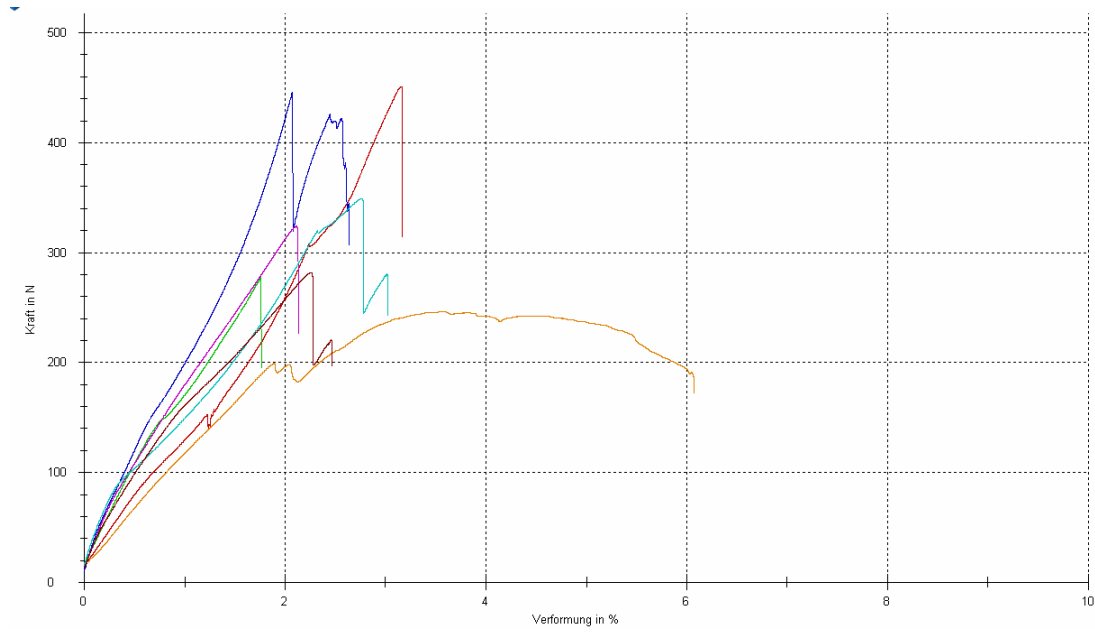
## Gruppe VII: Füllung + DT Light SL:



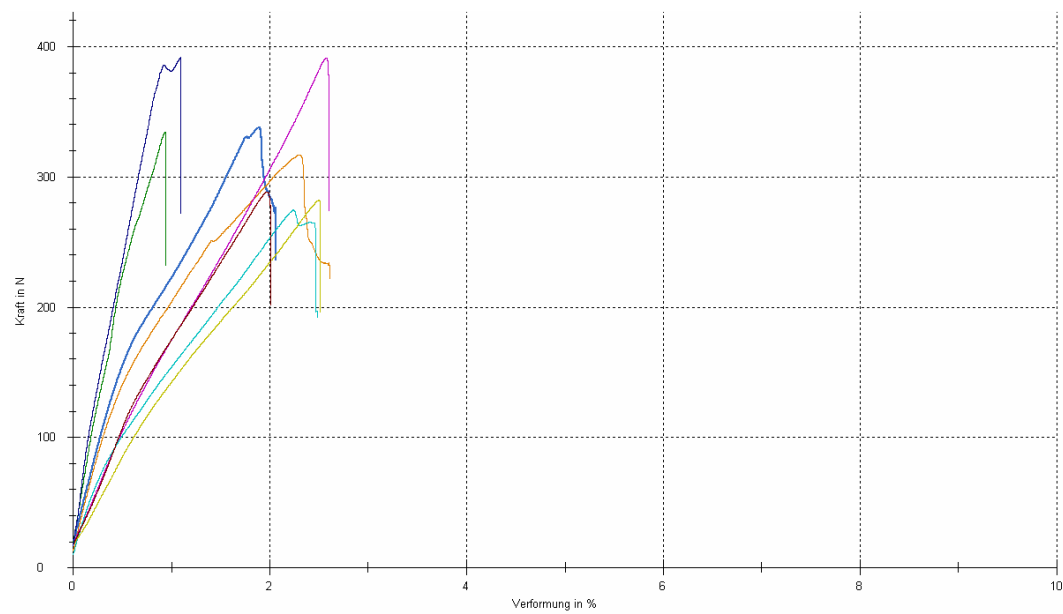
## Gruppe VIII: Krone/ kein Stift:



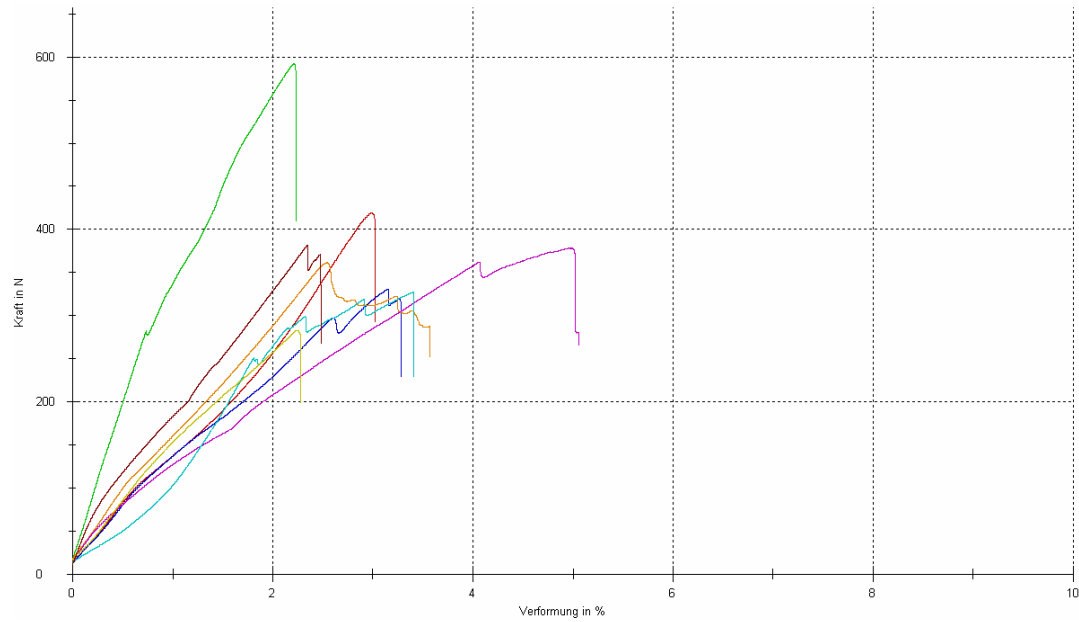
## Gruppe IX: Krone + BKS:



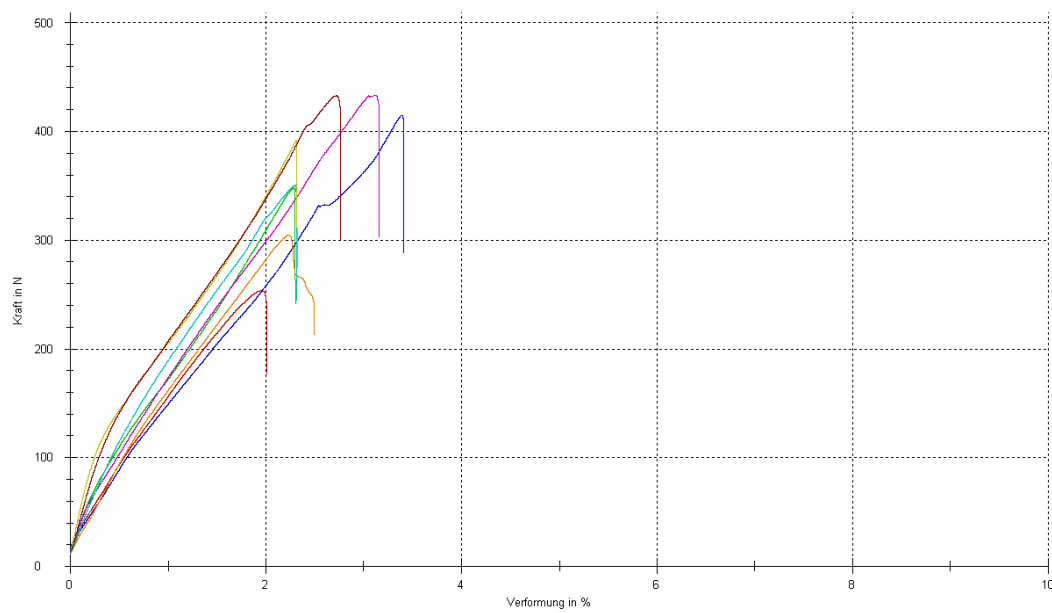
## Gruppe X: Krone + CeraPost + Ketac:



## Gruppe XI: Krone + CeraPost + Panavia:

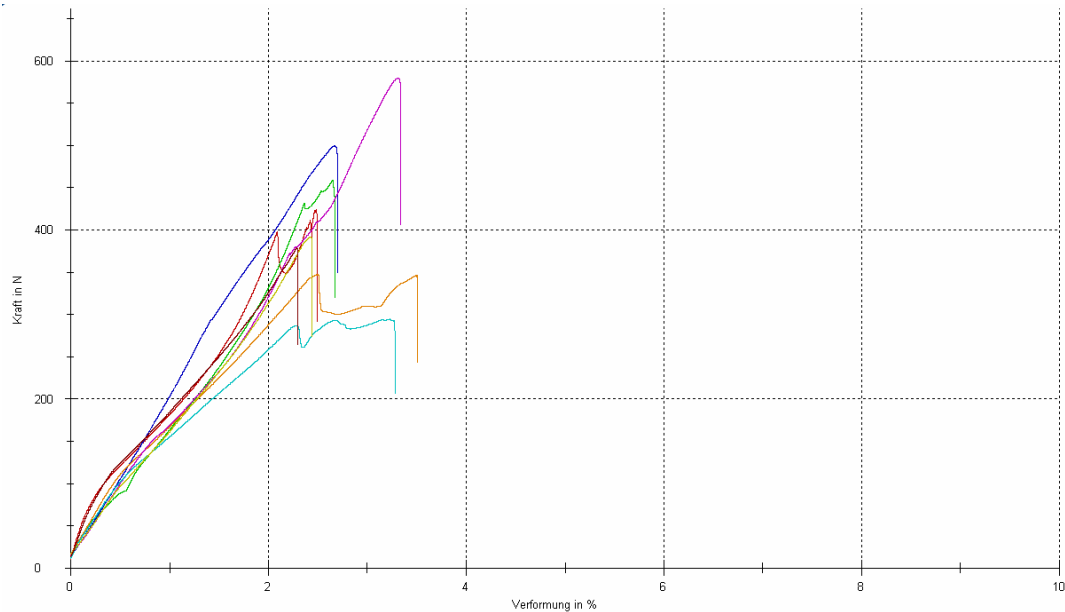


## Gruppe XII: Krone + DentinPost:





### Gruppe XIII: Krone + DT Light SL:



### 7.3. Verwendete Materialien

Scaler SH 6/77 (Hu Friedy, Leimen, D)

Universalkürette SC 4R/4L7 (Hu Friedy, Leimen, D)

Diamanten zur Trepanation: 6830 L 016; 6837 KR 014 (Brasseler, Lemgo, D)

Headstroemfeilen der Größen 15-40 (VDW, München, D)

Papierspitzen (Roeko, Langenau, D)

Guttapercha (Roeko, Langenau, D)

Sealer AH plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, D)

CeraPost-System (Brasseler, Lemgo, D)

DentinPost-System (Brasseler, Lemgo, D)

BKS-System (Brasseler, Lemgo, D)

DT Light SL-System (VDW GmbH, München, D)

Panavia F 2.0 /ED Primer II (Kuraray, Osaka, Japan)

Ketac-Cem Aplicap (3M ESPE GmbH & Co. KG, Seefeld, D)

Rotomix (3M ESPE, Seefeld, D)

Palapress Vario (Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D)

Adisil (Fa. Siladent-technik GmbH, München, D)

Parallelfräsgerät F3 (Degussa Dental AG, Hanau, D)  
Präparierdiamant okklusaler Kasten: 6847 KR 018 (Brasseler, Lemgo, D)  
Finierdiamant okklusaler Kasten: 8959 KR 018 (Brasseler, Lemgo, D)  
Präparierdiamant approximaler Kasten: 845 KR 025 (Brasseler, Lemgo, D)  
Finierdiamant approximaler Kasten: 8845 KR 025 (Brasseler, Lemgo, D)  
Präparierdiamant für Kronenpräparation: 6878 K 023 (Brasseler, Lemgo, D)  
Finierdiamant für Kronenpräparation: 8878 K 021 (Brasseler, Lemgo, D)  
Mikrohybridkomposit Herculite XRV/ Optibond FL (KerrHawe, Bioggio, CH)  
37,5 %-ige Phosphorsäure (Gel etchant, KerrHawe, Bioggio, CH)  
Microbrush-Einwegbürstchen (Dentsply DeTrey, Konstanz, D)  
Kompositpolierer: 9400, 9401, 9402 jeweils 030 (Brasseler, Lemgo, D)  
Permadyne, Impregum (3M ESPE, Seefeld, D)  
Superhartgips (Die Stone, Heraeus Kulzer, Hanau, D)  
Stumpflack (Margidur, Benzer Dental, Zürich, CH)  
Distanzlack (Orbis Dental, Münster, D)  
Mikrofilm (KerrHawe, Bioggio, CH)  
esthetic-gum transparent (Picodent, Wipperfürth, D)  
Star-Vest (Fa. Weber Dental, Stuttgart, D)  
Remanium 2000 (Dentaurum, Pforzheim, D)  
Thermozyklierer (Willytec, Gräfelfing, D)  
Kausimulator (Fa. Willytec, Gräfelfing, D)  
Universalprüfmaschine Zwick Z020 (Zwick, Ulm, D)  
Thermoplastfolie (Duran, Fa. Scheu Dental GmbH, Isarlohn, D)  
Sirona Heliodent DS (Fa. Sirona, Bensheim, D)  
Trennscheibe: 6924, Größe 220 (Brasseler, Lemgo, D)  
Schreibtinte (Parker, Baden-Baden, D)  
SPSS für Windows, Version 14.01 (Fa. SPSS GmbH Software, München, D)

## 8. PUBLIKATIONEN/ DANKSAGUNG

### 8.1. Preise

Förderpreis 2007 des Vereines zur Förderung der wissenschaftlichen Zahnheilkunde in Bayern e.V.: 2. Preis für den Beitrag „In-vitro Bruchlastermittlung mittelgradig zerstörter Prämolaren“.

### 8.2. Zitierfähige Abstracts

1. E. Seidel, F.P. Nothdurft, F. Gebhart, P.J. Motter, and P.R. Pospiech: Fracture load of nonvital premolars with crowns and different posts, J Dent Res 86(Spec Iss B): # 56 (CED/ID), 2007 ([www.dentalresearch.org](http://www.dentalresearch.org)).
2. F.P. Nothdurft, E. Seidel, F. Gebhart, P.J. Motter, and P.R. Pospiech: Fracture load of nonvital premolars with fillings and different posts, J Dent Res 86(Spec Iss B): # 365 (CED/ID), 2007 ([www.dentalresearch.org](http://www.dentalresearch.org)).

### 8.3. Posterpräsentationen

1. E. Seidel, F. P. Nothdurft, F. Gebhart, P. Motter, P.R. Pospiech: The influence of postendodontic restoration on the fracture load of premolars, FDI 2007, Dubai, Poster #75
2. F.P. Nothdurft, E. Seidel, F. Gebhart, P.J. Motter, P.R. Pospiech: Einfluss der postendodontischen Restaurierung auf die Bruchlast mittelgradig zerstörter Prämolaren, DGZPW 2007, Bonn, Poster # 44

#### 8.4. Danksagung

Herrn Professor Dr. Pospiech möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen an der Klinik für Prothetik und Werkstoffkunde der Universität des Saarlandes danken.

Besonders herzlich danke ich Herrn Dr. med. dent. Frank Nothdurft, der die Idee zu der Studie gab, für die freundliche Betreuung, die wertvolle wissenschaftliche Beratung bei allen Fragen und die Hilfestellung bei der Versuchsdurchführung während der gesamten Arbeit.

Herrn Dipl.-Ing. (FH) Peter Motter danke ich sehr herzlich für seine Unterstützung bei der Durchführung der Alterungssimulation und des statischen Bruchtestes.

Ganz herzlich danke ich den Mitarbeitern des Dentallabors Schappé für die zur Verfügung gestellten Materialien und die stets freundliche Unterstützung bei der Herstellung der Probekörper.

Den Firmen Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo und VDW, München danke ich für die zur Verfügung gestellten Stiftsysteme.

Herrn Dr. med. dent. Florian Gebhart möchte ich sehr herzlich für seinen konstruktiven fachlichen Rat, die Unterstützung bei der Versuchsdurchführung sowie bei Layout und Formatierung der Arbeit am Computer danken.

Meinen Eltern danke ich für ihre liebevolle, weit über den Rahmen der Doktorarbeit hinausreichende Unterstützung und möchte ihnen diese Arbeit widmen.

## 9. LEBENS LAUF

### Persönliche Daten

Name: Esther Seidel  
Geburtsdatum: 22. 10. 1979  
Geburtsort: Völklingen, Saarland  
Familienstand: Ledig  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Vater: Gerd Seidel, Vorsitzender Richter, LG Saarbrücken  
Mutter: Ulrike Seidel, Hausfrau

### Schulbildung

08/1986 – 06/1990 Grundschule Wadgassen  
08/1990 – 06/1999 Saarlouiser Gymnasium am Stadtgarten, Abitur

### Studium

10/1999 – 07/2005 Studium der Zahnheilkunde an der Universität des Saarlandes  
10/2000 Naturwissenschaftliche Vorprüfung  
03/2002 Zahnärztliche Vorprüfung  
07/2005 -12/2005 Zahnärztliche Prüfung

### Berufstätigkeit

06.02.2006-31.03.2007 Zahnärztliche Tätigkeit in der Zahnarztpraxis Monika Wild, München  
seit 01.04 2007 Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für Kieferorthopädie der Ludwig-Maximilians-Universität München