

Einfluss der Restaurationsform und
Anzahl der Approximalkontakte auf
die Bruchlast endodontisch
behandelter Prämolaren mit
Klasse-II-Kavitäten

Stephanie Edda Otter
2011

Aus der
Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Komm. Direktor: PD Dr. med. dent. Frank P. Nothdurft

Einfluss der Restaurationsform und
Anzahl der Approximalkontakte auf
die Bruchlast endodontisch
behandelter Prämolaren mit
Klasse-II-Kavitäten

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2011

vorgelegt von
Stephanie Edda Otter,
geb.
am 18.10.1983
in Mannheim

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes

Berichterstatter: PD Dr. med. dent. Frank P. Nothdurft

Mitberichterstatter: _____

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

Mündliche Prüfung: _____

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung und Problemstellung	3
3. Literaturübersicht	4
3.1 Faktoren pro/contra endodontische Behandlung.....	4
3.2 Alteration der Zahnhartsubstanz nach endodontischer Behandlung	5
3.3 Kräfte in der Mundhöhle	5
3.3.1 Klinische Untersuchungen.....	6
3.4 Indikation von Stiften	7
3.4.1 Klinische Untersuchungen.....	8
3.5 Einteilung der Stiftstumpfaufbauten.....	9
3.5.1 Herstellungsverfahren	9
3.5.2 Wurzelstiftdesign	10
3.6 Anforderungen an einen optimalen Wurzelstift.....	11
3.7 Präparationsrichtlinien.....	12
3.7.1 Klinische Untersuchungen.....	13
3.8 Stiftdurchmesser	13
3.9 Stiftlänge	13
3.10 Materialien zur Herstellung von Stiftstumpfaufbauten	14
3.10.1 Metallische Stiftstumpfaufbauten	14
3.10.1.1 Biomechanische Untersuchungen.....	15
3.10.1.2 Klinische Untersuchungen.....	15
3.10.2 Keramikstifte	16
3.10.2.1 Biomechanische Untersuchungen.....	17
3.10.2.2 Klinische Untersuchungen.....	18
3.10.3 Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte.....	19
3.10.3.1 Biomechanische Untersuchungen.....	21
3.10.3.2 Klinische Untersuchungen.....	22
3.10.4 Glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte.....	23
3.10.4.1 Biomechanische Untersuchungen.....	26

3.10.4.2	Klinische Untersuchungen.....	28
3.10.5	Vergleichende, biomechanische Untersuchungen zu verschiedenen Stiftstumpfaufbausystemen.....	29
3.11	Stiftbefestigung und Einfluss des Befestigungswerkstoffes.....	31
3.11.1	Biomechanische Untersuchungen.....	34
3.12	Koronale Entfernbarekeit bei Misserfolgen.....	34
3.13	Direkte und indirekte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten	35
3.13.1	Direkte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten.....	35
3.13.1.1	Amalgam	35
3.13.1.2	Glasionomierzement	36
3.13.1.3	Kompomer.....	37
3.13.1.4	Komposit	38
3.13.1.5	Aufbaufüllung	39
3.13.2	Indirekte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten	40
3.13.2.1	Goldeinlagefüllung.....	40
3.13.2.2	Keramikeinlagefüllung	41
3.13.3	Biomechanische Untersuchungen.....	45
3.13.4	Klinische Untersuchungen.....	46
3.14	Stabilisierungseffekt der adhäsiven Restauration.....	47
3.15	Einfluss der Anzahl der Approximalkontakte auf die Überlebensrate endodontisch behandelte Zähne	48
3.16	Formulierung der Hypothesen	52
4.	Material und Methodik.....	53
4.1	Das Versuchsdesign im Überblick.....	53
4.2	Herstellung der Probekörper	54
4.2.1	Herstellung der Nachbarzähne.....	54
4.2.2	Vorversuche zur Bestimmung des Resilienzverhaltens.....	56
4.2.3	Vorbereitung der natürlichen Zähne.....	62
4.2.4	Einteilung der Prüfgruppen.....	62
4.2.5	Einbettung der Zähne.....	65
4.2.6	Präparation der Kavität.....	69
4.2.7	Verwendetes Stiftsystem.....	71
4.2.8	Präparation der Kanäle	72

4.2.9	Koronale Restauration der Prüfkörper.....	72
4.3	Thermowechselast	77
4.4	Mechanische Wechselast.....	78
4.5	Statischer Bruchversuch	79
4.6	Analyse der Bruchflächen	81
4.7	Statistische Auswertung	82
5.	Ergebnisse	83
5.1	Analyse der Bruchlast	83
5.2	Analyse der Bruchmodi	91
6.	Diskussion	99
6.1	Generelle Überlegungen zur In-vitro-Untersuchung.....	99
6.2	Zahnmaterial und Lagerung der Prüfkörper	99
6.3	Einbettung der Prüfkörper	101
6.4	Präparation der Zähne und der Wurzelkanäle.....	101
6.5	Wurzelkanalstifte und deren Befestigung	102
6.6	Anzahl der Approximalkontakte.....	104
6.7	Künstliche Alterung	104
6.8	Statischer Bruchtest	105
6.9	Diskussion der Ergebnisse.....	106
6.9.1	Bruchlast	106
6.9.2	Bruchmodus	111
6.10	Schlussfolgerung.....	113
7.	Verzeichnisse	115
7.1	Literaturverzeichnis	115
7.2	Prüfprotokolle und Verlaufskurven der Bruchtests	126
7.3	Bruchverläufe der Gruppen	131
7.4	Verwendete Materialien.....	140
8.	Danksagung	142
9.	Lebenslauf	143

1. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der In-vitro-Untersuchung war es, den Einfluss von Stiftversorgung, Approximalkontakten und unterschiedlicher koronaler Restaurationsformen auf die Bruchlast und Bruchmodi endodontisch behandelter Prämolaren mit mod-Kavitäten zu untersuchen.

Material und Methode:

72 kariesfreie, einwurzelige natürliche Prämolaren wurden in neun Prüfgruppen (n = 8) aufgeteilt. Die neunte Gruppe blieb unversehrt als Kontrollgruppe. Bei 64 Prämolaren wurde eine endodontische Behandlung durchgeführt und anschließend eine standardisierte mod-Kavität präpariert. Die Aufteilung wurde wie folgt festgelegt: Gruppe I und III hatten Kompositfüllungen und keine Approximalkontakte, Gruppe II und IV hatten ebenfalls keine Approximalkontakte, erhielten jedoch Keramikinlays. Gruppe 1 und 2 hatten mesial einen, Gruppe 3 und 4 zwei Approximalkontakte und wurden mit Kompositfüllungen versorgt. Die Nachbarzähne wurden durch Zahnanaloga aus einer Co-Cr-Mo-Legierung hergestellt. Bei den Gruppen III, IV, 2 und 4 wurden nach Wurzelfüllung Quarzfaserstifte (DT Light Post) adhäsiv eingesetzt, die Prämolaren der Gruppen I, II, 1 und 3 erhielten nur eine endodontische Behandlung. Alle Prämolaren und Zahnanaloga wurden bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze mit einem elastischen Lack beschichtet und in Kunststoff eingebettet. Nach thermischer und mechanischer Alterungssimulation folgten der statische Bruchtest in einem Winkel von 30° zur Zahnachse und die Analyse des Frakturverhaltens.

Ergebnisse:

Die unversehrten Zähne wiesen die höchste Bruchlast ($576 \text{ N} \pm 183 \text{ N}$) auf und unterschieden sich signifikant von den Gruppen Füllung/kein Stift ($399 \text{ N} \pm 109 \text{ N}$), Füllung/mit Stift ($399 \text{ N} \pm 135 \text{ N}$), Füllung/kein Stift/1 App. ($387 \text{ N} \pm 121 \text{ N}$) und Füllung/kein Stift/2 App. ($394 \text{ N} \pm 81,8 \text{ N}$). Die Versorgungen mit Keramikinlays zeigten sowohl ohne ($480 \text{ N} \pm 189 \text{ N}$) als auch mit Stiftversorgung ($555 \text{ N} \pm 221 \text{ N}$) die höchste Bruchlast von allen restaurierten Zähnen, konnten aber keinen signifikanten Unterschied zu entsprechenden Kompositfüllungen belegen. Desweiteren konnte bei den Keramikinlays ohne ($480 \text{ N} \pm 189 \text{ N}$) und mit Stift ($555 \text{ N} \pm 221 \text{ N}$) wie auch bei den Kompositfüllungen ohne ($399 \text{ N} \pm 109 \text{ N}$) und mit Stift ($399 \text{ N} \pm 135 \text{ N}$) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Bei der Analyse der Anzahl der Approximalkontakte ergab sich weder bei den Kompositfüllungen ohne Stift mit keinem, einem ($387 \text{ N} \pm 121 \text{ N}$) und zwei ($394 \text{ N} \pm 81,8 \text{ N}$) Approximalkontakten noch bei den Gruppen mit Stift ein signifikanter Einfluss. Bezüglich der Bruchmodi zeigten sich überwiegend Frakturen bis Knochenniveau oder 1-2 mm darunter im oberen Wurzeldrittel. Stiftfrakturen traten keine auf.

Schlussfolgerung:

In dieser Studie zeigte sich, dass ein endodontisch behandelter Zahn mit mod-Kavität mit einem Keramikinlay nicht unbedingt besser versorgt ist als mit einer Kompositfüllung. Auch die Stiftversorgung bringt bei dieser Kavitätenart keinen entscheidenden Vorteil. Bei Einzelzahnbelastung ist im Gegensatz zur geschlossenen Zahnreihe auch die Anzahl der Approximalkontakte irrelevant.

ENGLISH ABSTRACT

Aim:

The aim of the in-vitro-setting was to examine the influence of post supply, number of proximal contacts and different coronal restorations on the fracture load and mode of endodontically treated premolars with mod-cavities.

Materials and Methods:

72 caries-free, single-rooted human premolars were divided into nine experimental groups (n=8). The ninth group remained untreated as a control group. 64 premolars were endodontically treated first, secondly a standardized mod-cavity was prepared. The layout was determined as follows: Groups I and III had composite fillings and no proximal contact, groups II and IV also didn't have proximal contacts but received ceramic inlays. Groups 1 and 2 had mesial one, groups 3 and 4 two proximal contacts and were restored with composite fillings. The adjacent teeth were made of teeth analoga from Co-Cr-Mo-alloy. The groups III, IV, 2 and 4 were restored with adhesively fixed quartz fiber posts (DT Light Post) after a root canal filling, the premolars of the groups I, II, 1 and 3 received only an endodontic treatment. All premolars and teeth analoga were coated with an elastic varnish and embedded in acrylic resin 1 mm below the dentinoenamel junction. After thermomechanical fatigue testing the samples were loaded until fracture at an angle of 30° to the long axis of the tooth and the analysis of the fracture behaviour was conducted.

Results:

The sound teeth showed the significantly highest fracture loads (576 N ± 183 N) and significantly differentiated themselves from the groups filling/no post (399 ± 109 N), filling/with post (399 N ± 135 N), filling/no post/1 proximal contact (387 N ± 121 N) and filling/no post/2 proximal contacts (394 N ± 81,8 N). The restoration with ceramic inlays showed without (480 N ± 189 N) as well as with post supply (555 N ± 221 N) the highest fracture loads of all restored teeth although they couldn't prove a significant difference to corresponding composite fillings. Further more for the ceramic inlays without (480 N ± 189 N) and with post (555 N ± 221 N) as well as with the composite fillings without (399 N ± 109 N) and with post (399 N ± 135 N) no significant difference was registered. During the analysis of the quantity of the number of proximal contacts no significant influence on the composite fillings without the post with none, one (387 N ± 121 N) and two (394 N ± 81,8 N) proximal contacts or for groups with posts was revealed. Regarding the fracture mode predominantly fractures up to bone level or 1-2 mm below in the upper third of the root were displayed. Fractures of posts didn't occur.

Conclusions:

This study indicated that an endodontically treated tooth with a mod-cavity isn't necessarily restored more favourable with a ceramic inlay as with a composite filling. The placement of a post also doesn't deliver a crucial advantage in this kind of cavity. During single tooth loading, even the number of proximal contacts is irrelevant in contrast to the loading of a complete row of teeth, as to be found in a normal functioning masticatory system.

2. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Sowohl die rekonstruktive Versorgung endodontisch behandelter Zähne als auch der Zusammenhang zwischen der Anzahl der Approximalkontakte und der Überlebensrate von wurzelbehandelten Zähnen sind intensiv diskutierte Themen:

Die vor einigen Jahren aufgestellte These, dass die erhöhte Frakturanfälligkeit und die Sprödigkeit von endodontisch behandelten Zähnen auf eine Veränderung des Dentins zurückzuführen sei (29), (85), (172) konnte durch neue Untersuchungen widerlegt werden. Nach heutiger Kenntnis ist der Zusammenhang zwischen dem Ausmaß des Zahnhartsubstanzverlustes endodontisch behandelter Zähne und einer erhöhten Frakturanfälligkeit nachgewiesen (9), (170).

Aktuellen Forschungsergebnissen zufolge besteht nicht mehr die Notwendigkeit, jeden endodontisch behandelten Zahn zur Verstärkung mit einem Stift zu versorgen, wie es noch vor einigen Jahren die Auffassung war (108), (201). Bei starker koronaler Zerstörung soll ein Stift der Retention der Krone (177) dienen, kann aber auch durch die Präparation zu einer Zahnhartsubstanzschwächung führen.

Auch gilt die Empfehlung nicht mehr jeden endodontisch behandelten Zahn unter Opferung gesunder Zahnhartsubstanz zu überkronen, sondern bei geringem Zerstörungsgrad unter Einsatz der Adhäsivtechnik mit zahnhartsubstanzhaltenden Restaurationen zu versorgen.

Die Verwendung von faserverstärkten Stiften, die ausschließlich adhäsiv eingesetzt werden, liegt einerseits in den biokompatiblen und ästhetischen Eigenschaften begründet. Andererseits scheint durch die Kombination des adhäsiven Einsetzens mit dem dentinähnlichen E-Modul der Stifte eine gleichmäßige Kraftübertragung auf die Zahnwurzel ausgeübt zu werden und somit ein geringeres Risiko der Wurzelfraktur erzielbar zu sein (46), (114).

Zur Diskussion um den Zusammenhang zwischen der Anzahl der Approximalkontakte und der Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne zeigen Ergebnisse klinischer Studien, dass Zähne mit einem oder weniger als einem Approximalkontakt dreimal häufiger verloren gehen als Zähne mit zwei Approximalkontakten (27). Mögliche Gründe dafür könnten die okklusale Kraftverteilung auf einen größeren Bereich und die somit verminderte Frakturgefahr sowie der reduzierte mechanische Stress (28), aber auch eine zusätzliche Stabilisierung des Einzelzahnes durch die approximalen Kontakte per se sein.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zu überprüfen, inwieweit die Anzahl der Approximalkontakte, das Füllmaterial und die Versorgung mit oder ohne Glasfaserstift einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit endodontisch behandelter Prämolaren mit mod-Kavitäten haben.

3. LITERATURÜBERSICHT

3.1 Faktoren pro/contra endodontische Behandlung

Grundsätzlich muss vor der Thematisierung der koronalen Restauraionsform und der Approximalkontaktgestaltung die Diskussion pro/contra Wurzelbehandlung angeregt werden.

Die Entscheidung zur Wurzelbehandlung hängt von verschiedenen Faktoren ab: Parodontaler Status, Therapieplanung, Wünsche des Patienten. Außerdem ist die Wurzelbehandlung eine zeit- und kostenintensive Behandlung.

Einige veröffentlichte Studien beschäftigen sich mit der Überlebensrate von wurzelbehandelten Zähnen (140), (184), (28). So wurden Faktoren bestimmt, die einen Misserfolg von wurzelbehandelten Zähnen nach 6-8 Jahren begünstigen: Eine bestehende Parodontitis, eine erhöhte Plaque-Rate, ein höheres Patientenalter, eine Wurzelfüllung von > 2 mm vom Apex entfernt, die noch nicht durchgebrochenen Weisheitszähne und weniger als zwei Approximalkontakte. Dabei scheint die Anzahl der Approximalkontakte der wichtigste Faktor zu sein.

Folgende Auflistung zeigt noch weitere Überlebensfaktoren von wurzelbehandelten Zähnen:

- 1) Patientenabhängigkeit
 - Alter
 - Geschlecht
 - Übernahme der Kosten
 - Arzt/Klinik

- 2) Behandlungsablauf
 - Zahnbogen
 - Zahntyp
 - Zustand der Pulpa
 - Komplikationen
 - Zeit von Eröffnung bis Verschluss der Kanäle
 - Intrakoronale Restauration
 - Zustand der Zahnhartsubstanz
 - Revision, Wurzelspitzenresektion

- 3) Gesundheitszustand des Patienten
 - Herzerkrankung, Hypertonie
 - \geq als eine Medikation beliebiger Art
 - Blutgerinnungserkrankung

- Diabetes
 - Interesse des Patienten an einem guten Gesundheitszustand
 - Pressen/Abrasionen der Zähne
 - Zahnfleischbluten beim Zähneputzen
- 4) Periapikales Röntgen
- Zahnbogen
 - Zahntyp
 - Anzahl der Approximalkontakte
 - Karies
 - Periapikale Läsionen an einer Wurzel
- 5) Periapikales Röntgen nach der Wurzelfüllung
- Überpressen der Kanäle
 - > 2 mm kürzere Wurzelfüllung

3.2 Alteration der Zahnhartsubstanz nach endodontischer Behandlung

Bei der endodontischen Behandlung eines Zahnes kommt es durch

- Karies
- Trepanation
- Darstellung der Kanäleingänge
- Kanalaufbereitung

zu einem Verlust von Zahnhartsubstanz und somit zu einer verringerten Vorspannung, Steifigkeit und Festigkeit. Außerdem ändert die Zahnhartsubstanz ihre Eigenschaften aufgrund von Feuchtigkeitsverlust, Alteration der Dentinhärte, der Kollagenvernetzung und der Mechanorezeptoren. Ein unbehandelter Zahn hat eine Festigkeit von 100 %, nach Präparation der Zugangskavität und Aufbereitung verliert er 5 %, nach Präparation der okklusalen Kavität 20 %, nach Präparation einer od- oder om- Kavität 20 % und nach Präparation einer mod-Kavität 20 % Festigkeit, sodass bei einem endodontisch behandelten Zahn mit einer mod-Kavität nur noch 35 % Festigkeit der Zahnhartsubstanz übrig bleibt (170).

3.3 Kräfte in der Mundhöhle

Als Definition der Kaukraft wird die zwischen den Kauflächen der Oberkiefer- und Unterkieferzähnen messbare, muskuläre Kraft verstanden.

Wie durch mehrere Autoren bereits beschrieben, lässt sich aus den physiologischen Querschnitten der Mm. temporalis, masseter und pterygoideus medialis beider Seiten eine theoretisch mögliche vertikale Kaukraft von über 1500 N errechnen. Die physiologisch mögliche Kaukraft ist deutlich geringer, da u.a. die sensible Innervation des Zahnhalteapparates eine Steigerung der Kaukraft über einen bestimmten Grenzwert reflektorisch verhindert. Die physiologisch notwendige Kaukraft ist u.a. abhängig von Art und Einspeichelungsgrad der Nahrung. In der Literatur werden die Beträge der Kaukraft sehr unterschiedlich bewertet. Nach EICHNER (53) beträgt sie insgesamt nur 20 - 40 N.

In der Literatur werden einige Studien zur mittleren, allgemein zu erwartenden Kaukraft in der Mundhöhle beschrieben (16), (22). Auffallend sind bei allen Angaben zu den Kaukräften die großen Streuungen. Sie sind wohl mit den verschiedensten Kriterien wie Alter, Geschlecht, Beschaffenheit der Kaumuskulatur, Art der Bezahnung, etc. einerseits und mit den unterschiedlichsten Anordnungen der Kaukraftmessung-Methoden andererseits zu erklären. Bei Patienten mit Attritionen an den Zähnen konnten WALTIMO et al. (210) durchschnittliche maximale Kaukräfte von bis zu 911 N nachweisen. Die Autoren führen die durchschnittlichen maximalen Kaukräfte auf eine sehr ausgeprägte Kaumuskulatur zurück.

3.3.1 Klinische Untersuchungen

EICHNER (53) erforschte die durchschnittlich zur Nahrungszerkleinerung benötigten Kaukräfte und konnte Werte von 20 N – 40 N ermitteln, wobei eine einmalig gemessene maximale Kaukraft von 184 N bei einem Probanden beobachtet wurde. Von SCHWICKERATH und COCA (179) wurde im Prämolarenbereich eine mittlere maximale Kaukraft von 250 N, im Molarenbereich von 400 N ermittelt. KÖRBER und LUDWIG (117) konnten in ihrer Literaturstudie eine mittlere maximale Kaukraft von $244,5 \text{ N} \pm 31 \text{ N}$ zwischen einem Antagonistenpaar ermitteln. Die Autoren empfahlen darüber hinaus zusätzlich einen Sicherheitsabstand von 200 N für die Versorgung mit Einzelkronen zu berücksichtigen. In einer ausführlichen Untersuchung von FERRARIO et al. (61) wurde bei 52 vollbezahnten Probanden (16 Frauen und 36 Männer) 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 wurden bei den Inzisivi mit Werten von durchschnittlich 93,88 N bzw. 146,17 N, die höchsten durchschnittlichen Kaukräfte im Bereich der 1. Molaren mit Werten von 234,46 N bzw. 306,07 N ermittelt. Im Prämolarenbereich konnten im Mittel bei den weiblichen Testpersonen Kaukräfte von 178,54 N (1. Prämolare) und 206,01 N (2. Prämolare), bei den männlichen Probanden 254,08 N (1. Prämolare) und 291,36 N (2. Prämolare) gemessen werden (152).

3.4 Indikation von Stiften

Die noch vor einigen Jahren geltende Regel, jeden endodontisch behandelten Zahn mit einem Stift zu versorgen, um damit die Wurzel zu verstärken (108), (186), ist der Ansicht gewichen, möglichst wenig Zahnhartsubstanz zu entfernen und somit auf einen Stift zu verzichten.

Bedacht werden muss, dass vitale Zähne durch einen neurophysiologischen Regelkreis vor zu hohen Belastungen geschützt werden, während endodontisch behandelte Zähne aufgrund der fehlenden pulpalen und weniger sensiblen Mechanorezeptoren des Parodonts nur einen reduzierten reflektorischen Eigenschutz aufweisen (169). Dies kann zu okklusalen Überbelastungen bei wurzelbehandelten Zähnen führen. Jedoch konnte in aktuellen Untersuchungen die erhöhte Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne auf die Schwächung des Zahnes, verursacht durch den Zahnhartsubstanzverlust sowohl nach endodontischen als auch restaurativen Maßnahmen, zurückgeführt werden (48), (170), (180), (189).

Mit der Adhäsivtechnik stehen heute für zahlreiche klinische Situationen Aufbaumöglichkeiten zur Verfügung, durch die auf den Einsatz von konventionellen Wurzelkanalstiften verzichtet werden kann. Bleibt hingegen, verursacht durch Karies, nach Trauma oder Entfernung alter Restaurationen, für die adhäsive Retention des Aufbaus nur unzureichend koronale Restzahnschubstanz übrig, oder ist mit einer überdurchschnittlichen Scher- und Zugbeanspruchung des Pfeilerzahnes zu rechnen, bieten Wurzelkanalstifte weiterhin die Möglichkeit, Retention für das Aufbaumaterial zu schaffen (32), (51), (74), (160). In diesem Zusammenhang werden einerseits verschiedene Aufbaumaterialien und andererseits unterschiedliche Stiftsysteme bezüglich Stiftmaterial, Stiftgeometrie und Stiftlänge zur Versorgung der Zahnwurzel kontrovers diskutiert. Zahlreiche wissenschaftliche Untersuchungen konnten jedoch zeigen, dass Stiftlänge und Stiftdesign eine untergeordnete Rolle bei der Erhöhung der Frakturfestigkeit avitaler Zähne spielen, wenn eine ausreichende Dentinumfassung („ferrule-effect“) gewährleistet ist (9), (101), (188). Weiterführende Studien an wurzelgefüllten Zähnen mit und ohne Stiftverstärkung haben ergeben, dass durch die Überkronung der Zähne, unter Beibehaltung einer zirkulären Dentinumfassung, eine höhere Stabilisierung der Zähne als mit intrakoronaler Verankerung erreicht werden kann (20), (71), (174).

Daraus ergibt sich, dass die Entscheidung über die Indikation eines Stiftes und der danach folgenden Restauration anhand der klinischen Situation für jeden Zahn individuell in Beachtung des Zerstörungsgrades der Krone getroffen werden muss. Dieser Tatsache müssen somit allgemeingültige Richtlinien zur Einteilung des Destruktionsgrades zugrunde liegen.

In einer gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ zum „Aufbau endodontisch behandelter Zähne“ (48) 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 Restauration in Frage. Bei einer Überkronung kann dann auf einen Wurzelstift verzichtet werden, wenn die Restzahnsubstanz 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 benötigte Wandstärke des noch vorhandenen Dentins gemacht werden. Es können aber auch indirekte Restaurationen aus Gold oder Keramik mit Höckerüberkupplung 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.

3.4.1 Klinische Untersuchungen

In einer Studie von BLANKENSTEIN et al. (18) zur Erfassung des klinischen Erhaltungsgrades endodontisch behandelter Zähne wurde vorgeschlagen, nicht nur die Anzahl der erhaltenen Dentinwände, sondern zusätzlich auch deren Restaurationswandstärke, die Höhe der einzelnen Wände und die Aufweitung des Wurzelkanals infolge der endodontischen Aufbereitung zu beurteilen. Dabei wird nur eine mindestens 1 mm dicke Kavitätenwand als erhaltene Wand berücksichtigt (152).

3.5 Einteilung der Stiftstumpfaufbauten

3.5.1 Herstellungsverfahren

Prinzipiell unterscheidet man zwischen individuell angefertigten Stiftaufbauten, die jeweils indirekt im Labor oder direkt am Patienten hergestellt werden können, halbkonfektionierten Aufbauten mit vorgefertigten Wurzelstiften und vollkonfektionierte Stiftaufbauten, welche noch passend zur Mundsituation präpariert werden müssen (197).

Bei dem individuellen, direkten Verfahren wird der Stiftkernaufbau direkt im Mund des Patienten aus plastischem Material, unter anderem aus Komposit, modelliert.

Bei der individuellen, indirekten Methode werden das Kanallumen und die Präparation des Zahnes, welche ohne Norminstrumente vorgenommen wird, abgeformt und der Stiftkernaufbau dann im Labor über ein Sägeschnittmodell und folgende Wachsmodellation durch einen Zahntechniker hergestellt.

Eine weitere Möglichkeit der individuellen, indirekten Vorgehensweise besteht darin, die Modellation des Stiftstumpfaufbaus aus ausbrennbarem Kunststoff nach Isolierung des Kanals und des Stumpfes im Mund des Patienten vorzunehmen, woran sich die Umsetzung und Fertigstellung des Stiftstumpfaufbaus im Labor anschließt (97).

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

Direkte halbkonfektionierte Aufbauten bieten dem Behandler eine schnelle Methode, koronal stark zerstörte avitale Zähne zu rekonstruieren. Nach der Insertion eines vorgefertigten Stiftes kann der Stumpfaufbau in derselben Sitzung mit einem plastischen Aufbaumaterial, vorzugsweise mit Komposit, erfolgen. Als Vorteile dieser Technik können der geringere Zeit- und Kostenaufwand für Patient und Behandler sowie das zahnschonende Vorgehen angesehen werden (87), (160), (34).

Die indirekte halbkonfektionierte Methode kann bei der Herstellung von gegossenen Stiftkernaufbauten aus Gold oder bei gepressten Keramikstiftkernaufbauten angewandt werden. Die Herstellung des Stumpfaufbaus erfolgt zweizeitig. Als erstes werden vorgefertigte Stifte, bei gegossenen Aufbauten angussfähige Stifte und bei Keramikstiftkernaufbauten Keramikstifte, direkt im Wurzelkanal angepasst. Der Stumpfaufbau kann dann entweder am Patienten oder abgeformt und im Labor individuell modelliert werden. Die Herstellung der gegossenen Stiftkernaufbauten und der gepressten Keramikstiftkernaufbauten erfolgt im Labor.

Die vollkonfektionierten Systeme verfügen über genormte Stiftstumpfaufbauten, welche allerdings noch zur Mundsituation passend präpariert werden müssen. Diese werden tendenziell nicht empfohlen (197).

3.5.2 Wurzelstiftdesign

Grundsätzlich unterscheidet man aktive und passive Wurzelstiftsysteme.

Bei der Verwendung des aktiven Systems erfolgt das Setzen durch direktes Einschrauben in den Wurzelkanal. Beim passiven System werden die Stifte bzw. Schrauben erst nach Normbohrung bzw. Vorschneiden eines Gewindes eingesetzt.

Aktive Schraubensysteme bieten dem Aufbau eine gute Retention, doch steht dieser die erhöhte Gefahr der Wurzelperforation und -fraktur durch das Auftreten von Spannungen beim Eindrehen gegenüber (25), (57). Bei den ebenfalls sehr retentiven Schrauben mit passivem und somit vorgeschrittenem Gewinde sollten Zementabflussrillen vorhanden sein, um die beim Befestigen entstehende Spannung zu minimieren. Zusätzlich muss beim Vorschneiden des Gewindes in Millimeterschritten vorgegangen werden, um die Gefahr von Wurzelsprengungen zu verringern.

Die Einteilung der passiven Wurzelstifte erfolgt in zylindrisch, konisch, zylindro-konisch, Stufenzylinder und Wurzelkanalschraube. Während sich Stifte sowohl für das direkte, als auch für das indirekte Verfahren eignen, müssen Schrauben direkt im Mund verarbeitet werden. Man erhofft sich durch das Gewinde eine stärkere Retention. Allerdings wird der Zahn durch die Kraft beim Eindrehen auch weiter geschwächt, womit die Frakturgefahr steigt.

Beim Vergleichen der verschiedenen Stiftformen können Vor- und Nachteile festgestellt werden:

Mit zylindrischen Stiften lässt sich durch die parallelen Wände im Vergleich zu konischen eine höhere Retention erzielen (191), 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 (145).

Konische Stifte zeigen zwar 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 (35), (187). Andere Autoren konnten keine gehäuften Retentionsverluste bei Verwendung konischer Stifte und keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Spannungsverluste in der Wurzel bei konischen respektive zylindrischen Stiften mit adäquater Länge finden (92), (11), (212).

Abhilfe schaffte die Einführung der gemischten (zylindro-konischen) Form, wobei auch der diskutierte Keileffekt einen Nachteil dieser Stifte darstellt, die aber eine bessere Retention als rein konische und eine geringere Perforationsgefahr als zylindrische Stifte zeigen. Der Verlauf ist über den größten Teil der Länge des Stiftes zylindrisch, die letzten 2-3 mm laufen dann konisch aus. Die Quarzfaserstifte DT Light weisen ein sogenanntes Endo-Design auf, welches sich durch zwei verschiedene 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 (206), (152).

Stufenzylinder haben eine gute Retention bei großer Substanzschonung, erfordern aber eine schwierige Aufbereitung, während Schrauben wie oben erwähnt, eine hohe Retention aber eine erhöhte Frakturanfälligkeit vorweisen.

Eine Übersicht über Vor- und Nachteile aller Stiftformen gibt nachfolgende Tabelle:

		Vorteile	Nachteile
Aktive Stiftsysteme	Gewindestifte	– Retention – Zeit sparend	– Risiko von Wurzelfraktur – klinische Misserfolgsrate – hoher Substanzverlust
Passive Stiftsysteme	konisch	– anatomische Form – Substanzschonung – klinische Erfolge	– Retention – Keileffekt – Risiko von Wurzelfraktur
	zylindrisch	– Retention – gleichmäßige Spannungsverteilung – klinische Erfolge	– apikaler Substanzverlust – Perforationsgefahr
	zylindrokonisch	– anatomische Form – Retention – Substanzschonung	– Keileffekt

Tab. 1: Vor- und Nachteile der verschiedenen Stiftformen (modifiziert nach KÄELIN und SCHÄRER (106)).

3.6 Anforderungen an einen optimalen Wurzelstift

- Ausreichende Retention des Stiftes im Wurzelkanal zum Schutz vor vertikal einwirkenden Abzugskräften (Stiftlänge, Stiftdurchmesser)
- Formkongruenz des Stiftes mit dem Wurzelkanallumen (90)
- Exakter wandständiger Sitz des Verankerungselementes im Kanal
- Koronale Retentionsmöglichkeiten für Aufbaufüllungen
- Sicherung des Aufbaus gegen Rotation durch Schaffung einer Widerstandsform zum Schutz vor seitlich angreifenden Kräften und Rotationskräften (ferrule-effect, intrakoronale asymmetrische Kanalerweiterung)
- Biokompatibilität
- Verwendung korrosionsresistenter Legierungen
- Ästhetische Lichtleitungseigenschaften
- Hohe mechanische und elektrochemische Belastbarkeit

- Beständigkeit im Mundhöhlenmilieu
- Unproblematische Entfernbarekeit bei möglichem Misserfolg
- Möglichkeit der Wiederversorgung eines Zahnes nach einem Misserfolg

(erweitert nach WIRZ und CHRIST (215), SCHWARTZ und ROBBINS (177)).

Entscheidend für die Langzeitprognose rekonstruierter, wurzelkanalbehandelter Zähne sind neben der Qualität der endodontischen Versorgung auch die Art der koronalen Versorgung, um möglichst geringe Versagensraten von Zahnschubstanz, Stif und Aufbau in Form von Retentionsverlusten sowie Auftreten von Wurzel- oder Stiffrakturen zu erreichen. Während der Verlust der Retention meist eine Rezentierung des intraradikulären Stifsystems erlaubt, führen Wurzel- oder Stiffrakturen oft zu einer Extraktion des Zahnes (137), (183). Um die Häufigkeit von Wurzelfrakturen und damit das Risiko von Zahnverlusten zu minimieren, müssen Stumpfbausysteme eine ausreichende Frakturfestigkeit des Zahnes gewährleisten, ohne diesen zu schwächen.

3.7 Präparationsrichtlinien

Zur besseren Übertragung axialer Kräfte auf die Zahnhartsubstanz sollte ein breiter horizontaler Flächenkontakt zum indirekt gefertigten Stiftaufbau angelegt werden, der zugleich einen guten Abschluss gewährleistet. Hierbei ist eine Mindestwandstärke des Dentins von einem Millimeter anzustreben, die gegebenenfalls durch ein schrittweises Einkürzen der Dentinwände geschaffen werden muss (165), (177). Als Rotationssicherung und für eine definierte Position des indirekten Wurzelkanalstiftes sollte zudem eine kastenförmige, nicht rotationssymmetrische Hilfskavität (Kanalinlay) im Wurzeingangsbereich mit einer Tiefe von ca. 2 mm präpariert werden.

Die Festigkeit von Zähnen mit Stiftaufbauten wird nachweislich dadurch erhöht, wenn ein mindestens zwei Millimeter breiter Dentinsaum apikal des Aufbaus präpariert wird, der von der definitiven Krone ringförmig umfasst wird (9), (100). Dieses auch als "Fassreifen" oder "ferrule" bezeichnete Gestaltungsprinzip hat einen stabilisierenden Effekt auf die Zahnwurzel (143), (101) und wirkt sich positiv auf den klinischen Langzeiterfolg aus (199). Lassen die bestehenden anatomischen Verhältnisse die Umsetzung dieser Umfassung nicht zu, können bei ausreichender Wurzellänge die Voraussetzungen durch eine chirurgische Kronenverlängerung oder eine orthodontische Extrusion geschaffen werden. Vor diesen Maßnahmen sollte nach erfolgreicher Wurzelkanalfüllung ein Aufbau bereits definitiv inseriert sein. Die frühzeitige Versorgung erlaubt eine bessere Einschätzung des verbleibenden Dentinsaums und des davon abhängigen Bereichs für die Einhaltung der biologischen Breite.

3.7.1 Klinische Untersuchungen

SORENSEN und ENGELMANN (188) konnten bei einer gefassten Dentinhöhe von 1 mm eine Verdoppelung der Frakturfestigkeit gegenüber Zähnen, welche ohne zirkuläre Dentinfassung restauriert wurden, feststellen. Andere Studien bewiesen die besten Ergebnisse bei Restdentinhöhen zwischen 1,5 und 2 mm (100), (219).

Auch NOTHDURFT (149) fand die signifikant niedrigsten Bruchlastwerte für die Prüfgruppen ohne zirkuläre Dentinfassung.

3.8 Stiftdurchmesser

Einige Studien beschäftigen sich mit der Korrelation zwischen der verbleibenden Zahnhartschicht und der Frakturfestigkeit (76), (200). Der Stiftdurchmesser und die noch bestehende Zahnhartschicht wurden als Ursache der vertikalen Wurzelfraktur in die Diskussion gebracht (209), (153). Mit der Erhöhung des Stiftdurchmessers ist es allerdings nicht möglich, die Retention zu steigern (191). Vielmehr muss der Durchmesser des Stiftes in Bezug auf den Wurzeldurchmesser gewählt werden, um möglichst viel radikuläres Dentin zu erhalten (192). Daher gibt es verschiedene Ansichten:

STERN und HIRSHFELD (193) postulierten, dass der optimale Stiftdurchmesser ein Drittel des Durchmessers an jedem Punkt der Wurzel betragen sollte. Andere Autoren empfehlen, den Stiftdurchmesser so zu wählen, dass zirkulär noch mindestens 1 mm Restdentinstärke verbleibt (127). Wieder andere Untersuchungen wählen den Stiftdurchmesser im Hinblick auf Substanzschonung und Erhöhung des Frakturwiderstandes des Zahnes so klein wie für eine ausreichende Retention gerade nötig ist (32), (173). Nach dieser Ansicht sollte der Stiftdurchmesser so gewählt sein, dass der Stift gerade im gesunden Dentin verankert ist (152), denn nur so ist der beste Kompromiss bezüglich der Festigkeit gegeben.

3.9 Stiftlänge

Untersuchungen zur Ermittlung der optimalen Stiftlänge ergaben, dass bei Verwendung kurzer Stifte eine erhöhte Frakturgefahr besteht (92), (189). Allerdings ist die Stiftlänge durch die Notwendigkeit limitiert, 3-5 mm des apikalen Anteils der Wurzelkanalfüllung zu belassen, um eine ausreichende apikale Abdichtung zu gewährleisten und damit das Risiko eines Misserfolgs durch apikales Microleakage (Eindringen von Flüssigkeit und Bakterien aufgrund einer undichten Wurzelkanalfüllung) zu minimieren (2), (217). Eine optimale Kraftverteilung ist erreicht, wenn die Stiftlänge zwei Drittel der Wurzellänge beträgt (15), (38). ISIDOR et al. wiesen in diesem Zusammenhang auf den größeren Einfluss des „ferrule-effect“ auf die Bruchfestigkeit als auf die Stiftlänge hin (100). Ist dies aus anatomischen Gründen unmöglich, sollte zumindest die Länge des

Stiftes betragsgleich mit der klinischen Krone des zu restaurierenden Zahnes sein (194), um die Kräfte besser in der Wurzel verteilen zu können und somit eine höhere Überlebensrate zu erzielen.

3.10 Materialien zur Herstellung von Stiftstumpfaufbauten

Bei den Stiftstumpfaufbauten gibt es neben dem Herstellungsverfahren, der Form und der Oberflächenbeschaffenheit auch unterschiedliche Materialien: Metallische Stiftstumpfaufbauten, Keramikstifte, karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte sowie glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte.

3.10.1 Metallische Stiftstumpfaufbauten

Stiftstumpfaufbauten aus Metall waren jahrzehntelang aufgrund ihrer hohen Frakturfestigkeit der Goldstandard zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne (148). Metallstifte zeichnen sich durch eine hohe Röntgenopazität und durch gute mechanische Eigenschaften wie z. B. die Duktilität aus. 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, Parodont und Alveolarknochen reichten (215). Untersuchungen zur Kaukraftübertragung an stiftstumpfaufbauversorgten Zähnen zeigten unter der Verwendung von metallischen Stiften, die ein sehr viel höheres Elastizitätsmodul als Dentin besitzen, Spannungsspitzen in einzelnen Wurzelarealen, die Ursache für Wurzelfrakturen sein können (112), (183) und in vivo die Extraktion zur Folge hätten. 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 Transluenzeigenschaften von Vollkeramikkrone können in Kombination mit metallischen Stiftstumpfaufbauten infolge veränderter Lichtleitungseigenschaften nicht mehr wirken.

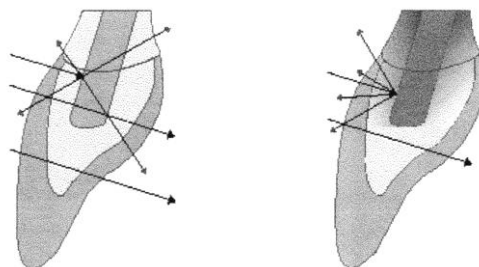


Abb. 1: Vergleich der Lichtreflexion bei Verwendung eines Keramik-Wurzelstiftes (links) und eines Metallstiftes (aus (102)).

Auch mögliche bläuliche Verfärbungen der marginalen Gingiva können eine natürliche Wirkung negativ beeinträchtigen (182). Nicht korrosionsfeste Stiftmaterialien sind somit in Bezug auf Biokompatibilität, Erhaltbarkeit des versorgten Zahnes und Ästhetik kritisch zu betrachten. WIRZ und CHRIST (52) 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 Co-Cr-Legierungen beobachtet. Heute wird die Verwendung von Titan, Gold-Platin-Legierungen sowie Gold-Iridium-Legierungen empfohlen (23). Der metallische Stiftaufbau kann aus einem komplett gegossenen Stiftstumpfaufbau oder aus einem Metallstift und einer an diesem verankerten Kompositfüllung bestehen.

3.10.1.1 Biomechanische Untersuchungen

Für metallische Stiftstumpfaufbauten wurden in In-vitro-Studien hohe Bruchlasten über 1000 N ermittelt, allerdings resultierten in den meisten Untersuchungen irreparable Wurzelfrakturen, was in vivo eine Extraktion zur Folge hätte (36), (180), (137). Eine Erklärung für diese Ergebnisse wird 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, gesehen (11), (59).

Eine Studie von ISIDOR und BRONDUM (101) 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 zweimal 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.

3.10.1.2 Klinische Untersuchungen

In einer prospektiven Studie von ELLNER et al. (56) wurden 50 endodontisch behandelte Zähne bei 31 Patienten mit verschiedenen metallischen Stiftsystemen versorgt. Diese wurden durchschnittlich 109 Monate beobachtet. Die klinische Misserfolgsrate betrug 6%. Dabei fielen keine Besonderheiten hinsichtlich einer Häufung bei einer bestimmten Art der Versorgung auf.

ECKERBOM et al. (47) konnten in ihrer über einen Zeitraum von fünf bis sieben Jahre dauernden klinischen Studie aufzeigen, dass Zähne mit Metallstiften eine höhere Verlustrate aufweisen als Zähne ohne Wurzelstifte.

3.10.2 Keramikstifte

Wurzelkanalstifte und Aufbaumaterialien aus Keramik wurden Ende der 80er Jahre des 20. Jahrhunderts mit zunehmender Gewichtung von Biokompatibilität und Ästhetik in der Zahnheilkunde entwickelt.

Dank ihrer zahnähnlichen Farbe und der hervorragenden Lichtleitungseigenschaften zeichnen sie sich durch eine hohe Ästhetik aus (121) und können gerade im Frontzahnbereich ein optimales Erscheinungsbild erreichen. Darüberhinaus sind Keramiken biokompatible, inerte Werkstoffe, die im Mundhöhlenmilieu nicht löslich und korrosionsstabil sind (166). Nachteilig hingegen ist die Sprödigkeit der Keramik, welche auf Druck um ein Vielfaches stärker belastbar ist als auf Zug- und Biegebelastung. Aufgrund dieses sehr harten, unelastischen Werkstoffs, der aus biomechanischer Sicht mit dem relativ elastischen Dentin der Zahnwurzel nicht harmoniert, besteht die erhöhte Gefahr des Auftretens von Spannungsspitzen (8). Dadurch ist das Risiko für Wurzelfrakturen erhöht (112). Bei Komplikationen sind diese adhäsiv befestigten Stifte aufgrund ihrer hohen Härte ohne großen und zumeist irreparablen Schaden für die Zahnwurzel praktisch nicht mehr zu entfernen (8), (36). Zudem weisen keramische Stifte niedrigere Bruchkräfte auf als metallische (112).

Wurzelkanalstifte aus der röntgenopaken Zirkonoxidkeramik wurden Mitte der neunziger Jahre eingeführt (182). 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 Werkstücks gewährleistet. Hierdurch ist die Zirkonoxidkeramik sehr widerstandsfähig gegenüber den korrosiven Einflüssen des Mundhöhlenmilieus und zeichnet sich durch eine gute Langzeitstabilität aus (152).

Werkstoffeigenschaften	geprüft in Übereinstimmung mit: ISO 6872 Dental ceramic
Dichte	> 6,0 g/cm ³
Biegefestigkeit (4-Punkt)	> 800 N/mm ²
Ausdehnungskoeffizient (100° - 400°)	10,0 ± 1,0 µm/(m*K)
mittlere Korngröße	ca. 0,4 µm
Druckfestigkeit	2000 MPa
Elastizitätsmodul	210 GPa
Vickers-Härte	1200 HV

Bruchzähigkeit (K_{Ic})	7 MPa m ^{1/2}
Verschleißverhalten	< 0,002 mm ³ /h
Korrosionsbeständigkeit	< 0,1 mg/m ² * 24 h

Tab. 2: Materialeigenschaften Zirkonoxid-Y-TZP ((102)).

Bezüglich des Herstellungsverfahrens werden heute bevorzugt halbkonfektionierte Systeme angewendet. Diese können sowohl direkt im Mund des Patienten als definitiver Aufbau aus Komposit anmodelliert werden, als auch indirekt als vollkeramischer Stiftstumpfaufbau mit Zirkonoxidstiften 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 (50), (118), (149). Andererseits kann ein zweiteiliger Stiftstumpfaufbau hergestellt werden, bei welchem ein vorgefertigter Stumpfaufbau 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 (118).

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

3.10.2.1 Biomechanische Untersuchungen

Autor	Versuchsaufbau	Testverfahren	Ergebnisse
KERN und KNODE (111) (118)	Unter Anwendung der Schlicker-technik können aus der glasin-filtrierte Aluminiumoxidkeramik vollkeramische Stiftstumpfaufbauten an einem Stück hergestellt werden	Biegefestigkeit	Biegefestigkeit zwischen 369 - 385 N und somit deutlich stabiler als konventionelle Glaskeramik
DRUMMOND (43)	Vergleich von Keramik und Kompositstiften in zyklischer Temperaturbelastung im Wasserbad	Biegefestigkeit	Verlust der Biegefestigkeit von Keramikstiften: 2 %, Verlust der Biegefestigkeit von Kompositstiften: 11-24 %, Steigerung der Festigkeit durch Partikeleinlagerung, Oberflächenbehandlung, Transformationsfestigung; industrielle Fertigung kann Mikrorisse im Material reduzieren

KERN und WEGNER (113)	sieben Bondingmethoden von Komposit zu Zirkonoxidkeramikplättchen, Wasserlagerung: 3 Tage bei 37°C oder 2 Jahre und 37.500 thermische Alterungszyklen bei 5°C/55°C	Haftfestigkeit	nach Alterung ist die dauerhafte Verbundfestigkeit nur bei phosphatmonomerhaltigen Kunststoffen Panavia 21 und Panavia EX auf Al ₂ O ₃ vorbehandelter Keramik (39,8-44,2 MPA) gegeben, übrige Gruppen sind sign. <
-----------------------	--	----------------	--

Tab. 3: Biomechanische Untersuchungen zu Keramikstiften.

NOTHDURFT et al. (149), (150) 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 Thermozyklierung 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.

3.10.2.2 Klinische Untersuchungen

Autor	Versuchsaufbau	Testverfahren	Ergebnisse
KWIATKOWSKI und GELLER (121)	acht Frontzähne mit Stiftstumpfaufbauten aus der Glaskeramik Dicor	Biegefestigkeit	geringe Biegefestigkeit von 70 ± 12 MPa, Stabilität der Glaskeramik ist keine Alternative zur Hochleistungskeramik
AKKAYAN und GULMEZ (5)	Versorgungen mit Zirkonoxidstiften und Faserstiften	Biegefestigkeit	Ergebnisse zeigten ähnliche Bruchkraftwerte
BUTZ (26)	Keramikstiftaufbauten und metallische Stiftkernaufbauten	Bruchkraft	vergleichbare Bruchkraftwerte und Überlebensraten
PAUL und WERDER (159)	145 endodontisch behandelte Zähne von 88 Patienten wurden mit Zirkonoxidkeramikstiften versorgt, 87 Zähne erhielten direkte Kompositaufbauten, bei 58 wurden die Aufbauten aus Empress-Glaskeramik hergestellt, 79 Stifte mit Kompositauf-	Retrospektive-4-Jahres-Studie zur klinischen Bewährung von Zirkonoxidstiften	kein Misserfolg bei Keramikstiften mit Kompositaufbau, bei Stiften mit Glaskeramikaufbau: drei Misserfolge in Form von Retentionsverlusten nach 42, 43 und 55 Monaten

	bauten und 34 Stifte mit Glas-keramikaufbauten konnten nach Tragedauer von 57,7 bzw. 46,3 Monaten klinisch und röntgenologisch untersucht werden		
POSPIECH und NOTHDURFT (151)	30 Zirkonoxidstifte mit Glas-keramikaufbauten (n=27) oder Kompositaufbauten (n=3) wurden durchschnittlich 29 Monate untersucht	klinische Bewährung	es konnten keine Misserfolge registriert werden

Tab. 4: Klinische Untersuchungen zu Keramikstiften.

Wegen der Häufung von Misserfolgen bei Zähnen mit mittlerem bis schwerem Zerstörungsgrad wird laut BUTZ (26) et al. von der Versorgung mit ZrO_2 -Wurzelstiften in Kombination mit einem Kompositaufbau bei derartigen Destruktionsgraden abgeraten. Die Bruchfestigkeit und damit die Überlebensrate werden hier lediglich als gering eingestuft. Wesentlich überzeugender wirken in genannter Ausgangssituation Titanstifte in Kombination mit Kompositaufbauten, einteilige ZrO_2 Aufbauten, oder gegossene Metall-Stiftaufbauten. Aber auch Metallstifte zeigen einen für den Zahn ungünstigen Frakturmodus (tiefe schräge und vertikale Frakturlinien). Der Stift bleibt zwar intakt, aber der Zahn würde im Falle einer Fraktur irreparabel geschädigt. Demgegenüber frakturiert bei der Versorgung mit Keramikstiften im Falle eines Misserfolges zwar der Stift, aber der Zahn bleibt intakt (26).

Laut HEYDECKE et al. (89) bieten Zirkoniumdioxid-Stifte eine ästhetische Alternative zu gegossenen, metallischen Stiftaufbauten. Die Autoren liefern auch gleichzeitig eine Erklärung für den günstigeren Versagensmodus von Keramikstiften verglichen mit Metallstiften: Der ZrO_2 -Stift kann sich durch das hohe E-Modul nicht so stark verbiegen und übt damit weniger Belastung auf den Zahn aus. Das weiterführende Problem nach einer Stiftfraktur liegt in der mangelnden Wiederentfernbarkeit keramischer Wurzelstifte. Von einigen Autoren werden Keramikstifte, mit adhäsiver Befestigung eingesetzt, generell als nicht wieder entfernbar klassifiziert (26).

3.10.3 Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte

Eine Weiterentwicklung der zahnfarbenen Stiftsysteme seit Mitte der 90er Jahre sind Systeme aus faserverstärktem Komposit (114). Im Handel werden die Stifte nach der in ihrer Matrix enthaltenen Faserart unterschieden. So gibt es Stifte mit Karbon- und Glasfaserverstärkung, mit denen je nach Faserart unterschiedliche ästhetische Resultate erzielt werden können. Die neuen Stifte verbessern neben der Ästhetik auch die physikalischen Eigenschaften wie z.B. dentinähnliches Elastizitätsmodul,

um die Wurzelkanalbelastung und die Bruchgefahr zu verringern. Dies ermöglicht im Falle eines Misserfolgs die Stiftentfernung (144). DURET et al. stellten 1990 den ersten faserverstärkten Kompositwurzelsstift, den Compositpost® (RTD, F-Saint Egrève) vor (46). Durch die Kombination von zwei unterschiedlichen Werkstoffen im Verbund können Materialeigenschaften verändert und optimiert werden. Grundlage für die Herstellung von Faserverbundkunststoffen sind meistens thermoplastische Kunststoffe als Matrix zur Einbettung der Fasern: Die karbonfaserverstärkten Kunststoffstifte bestehen aus in einer Epoxidharzmatrix eingebetteten Karbonfasern, welche ca. 64 % unidirektional, also lang gestreckt in Richtung der Längsachse des Stiftes, verlaufen. Dies führt zu einer erhöhten Zug- und Biegefestigkeit in Faserrichtung. Die Stifte verhalten sich anisotrop, was bedeutet, dass sich die Beanspruchbarkeit des Materials in Abhängigkeit zum Belastungswinkel verändert.

Folgende Kriterien sind für die Eigenschaften von karbonfaserverstärkten Kunststoffen bestimmend:

- Art der Fasern, Art der Matrix
- Quantität der Fasern
- Richtung bzw. Orientierung der Fasern
- Merkmale der Fasern im Gegensatz zu den Eigenschaften des Matrixpolymers
- Imprägnierung der Fasern mit Kunststoff
- Verbindung zwischen Fasern und Matrix
- Verteilung der Fasern innerhalb der Konstruktion

Des Weiteren zeichnen sich die karbonfaserverstärkten Kunststoffstifte durch eine hohe Biegefestigkeit von 1600 MPa und eine Druckfestigkeit von 440 MPa aus (46). Der Vorteil faserverstärkter Kunststoffstifte gegenüber metallischen Wurzelkanalstiften wurde vor allem darin gesehen, dass aufgrund des ähnlichen Elastizitätsmoduls der Stifte (je nach Belastungswinkel zwischen 8 und 30 GPA) mit dem des Dentins und durch die adhäsive Befestigung der Stifte im Wurzelkanal eine Einheit zwischen Zahn, Befestigungskomposit und Stift geschaffen wird (46). 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 Misserfolgs 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 (4), (59), (114), (137). 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 (59), (36). Zusätzlich weisen die Stifte eine sehr gute Biokompatibilität auf (199). Allerdings sind ihre

schwarze Farbe und die fehlende Radioopazität gewichtige Nachteile. Letztere wird durch radioopake Zemente ausgeglichen.

Die Stumpfaufbauherstellung erfolgt in der Regel mit Komposit direkt im Mund des Patienten. Die Stiftbefestigung wird mit Hilfe eines Befestigungskomposits und entsprechender Adhäsivsysteme vorgenommen. Kompositwurzelstifte sollten generell adhäsiv eingesetzt werden, um damit die Retention zu erhöhen und die Zahnhartsubstanz zu stabilisieren. Nach PURTON et al. wird dies der chemischen Bindung des Befestigungszementes an die Kompositmatrix des Stiftes zugeschrieben (167). Um diese Verbindung noch zu steigern, wird empfohlen, die Stifte einer speziellen Oberflächenbehandlung zu unterziehen. Es gibt dabei zwei Möglichkeiten: Zum einen das Abstrahlen der Oberfläche mit Korund¹⁶ oder zum anderen das Silikatisieren der Oberfläche mittels des von EDELHOFF et al. (49) modifizierten Rocatec®-Verfahrens¹⁷ (3M ESPE, D-Seefeld) mit anschließendem Silanisieren in beiden Fällen.

3.10.3.1 Biomechanische Untersuchungen

Bezüglich der Verbesserung der Retention von Karbonfaserstiften im Wurzelkanal und des Kompositaufbaus am Stift durch oben beschriebenes Abstrahlen der Stiftoberfläche existieren unterschiedliche Ergebnisse. Einerseits stellten DRUMMOND et al. (44) eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit sandgestrahlter Karbonfaserstifte am Wurzeldentin nach thermomechanischer Alterung fest. Auch in der In-vitro-Untersuchung von BABENHAUSERHEIDE (14) wurden signifikant niedrigere Bruchlastwerte für korundgestrahlte Karbonfaserstifte im Vergleich zu unbehandelten Stiften, beide mit Panavia F eingesetzt, festgestellt.

Andererseits jedoch konnten QUINTAS et al. (168) eine Retentionserhöhung des Kompositaufbaus bei sandgestrahlten Karbonfaserstiften ermitteln.

In einer In-vitro-Studie von MANNOCCI et al. (135) wurden quarzfaserverstärkte (Aestheti-Plus® RTD, F-Saint-Egrève), karbon-quarzfaserverstärkte Kompositwurzelstifte (Aestheti-Post® RTD, F-Saint-Egrève) und ZrO₂-Wurzelstifte (CeraPost®, Gebr. Brasseler, D-Lemgo) mit einem Kompositaufbau und Vollkeramikkrone versorgt und anhand periodischer Belastungen im feuchten Milieu miteinander verglichen. Bei den faserverstärkten Stiften gab es jeweils einen Misserfolg im Sinne einer Wurzel- und einer Stiftfraktur. Bei den Keramikstiften traten hingegen sechs Misserfolge auf, wovon sich fünf in kombinierten Wurzel- und Stiftfrakturen äußerten. Den faserverstärkten Stiften konnte damit also zumindest für experimentelle Bedingungen eine signifikant höhere Überlebensrate und vor allem die Reduktion von Wurzelfrakturen bescheinigt werden.

CAVALLI et al. (21) wiesen nach, dass bei Verwendung von Stiftmaterialien, die über ein dentinähnliches Verhalten verfügen, Spannungsspitzen innerhalb des Wurzelkanals vermieden werden.

ISIDOR et al. (101) ermittelten in einer In-vitro-Untersuchung einen signifikant höheren Frakturwiderstand für die Probekörper, die mit Karbonfaserstiften und Kompositaufbauten restauriert wurden, im Vergleich zu den Ergebnissen ihrer 1992 durchgeführten Studie mit metallischen Stiften (99). 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.

In einer In-vitro-Studie von MARTINEZ-INSUA et al. (137) wurden je 22 Prämolaren entweder mit Karbonfaserstiften und Kompositaufbauten (Gruppe I) oder mit gegossenen Stiftstumpfaufbauten 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 Prüfkörper. In Gruppe II hingegen frakturierten 20 der 22 Prüfkörper irreparabel.

3.10.3.2 Klinische Untersuchungen

FERRARI et al. (59) 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 Stiftstumpfaufbauten aus einer Edelmetalllegierung und Metallkeramik-Kronen versorgt, die Befestigung der Stiftstumpfaufbauten 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 % ergab. 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.

Im Jahr 2000 inserierten GLAZER et al. (73) in einer prospektiven Studie mit einer mittleren Beobachtungsdauer von 28 Monaten zur Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne, mit mehr als 50 % koronalem Zahnhartsubstanzverlust, 59 Comosipost®-Stifte bei 47 Patienten. Alle Zähne wurden mit Kompositaufbau und Vollkrone versorgt. Fünf Patienten mit sieben Stiften mussten von der Studie ausgeschlossen werden, vier Stifte versagten. Davon zwei wegen periapikaler Schäden und jeweils einer wegen Retentionsverlust des Kompositaufbaus bzw. der Krone. Besonders auffällig war die Häufung der Misserfolge bei Prämolaren, bei denen drei von vier Misserfolgen zu verzeichnen waren. Die Erfolgsrate belief sich in dieser Studie auf 89,6%, die Versagensrate auf 7,7%.

KING et al. (114) verglichen schon 1990 in einer In-vitro-Studie einen Karbonstift-Prototyp mit gegossenen Kernaufbauten aus einer Goldlegierung. Den Frakturmodus betreffend stellten sich die Karbonstifte als besser heraus (114). Beim direkten Vergleich in einer klinischen Studie 2003 schnitten die Karbonstifte schlechter ab als die gegossenen Metallaufbauten. Die Misserfolgsrate lag hier bei 4:1. Wenn man allerdings die sehr geringe Anzahl von inserierten Stiften (n=27) betrachtet, ist diese Studie wenig repräsentativ.

Eine Verschlechterung der biomechanischen Eigenschaften der Faserstifte durch Wasserlagerung und Temperaturlast wurde in Laboruntersuchungen beobachtet. Dennoch zeigen klinische Untersuchungen bisher gute Ergebnisse mit karbonfaserverstärkten Stiften. Langzeitstudien liegen jedoch noch nicht vor.

3.10.4 Glas- und quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte

Im Unterschied zu den karbonfaserverstärkten Kunststoffstiften mit ihrer schwarzen Farbe und der somit stark eingeschränkten Ästhetik, wurden neue faserverstärkte Kunststoffstifte entwickelt. An die Entwicklung von Karbonquarzfaserstiften, deren Karbonfasern von Quarzfasern (AEstheti Posts, RTD, Grenoble, F) umhüllt waren, schloss sich schließlich die von reinen quarzfaserverstärkten (AEstheti Plus Posts, RTD, Grenoble, F) und glasfaserverstärkten Kunststoffstiften (Vectris Post, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) an (152). Neben den optimierten ästhetischen Eigenschaften zeichnen sich Glasfaserstifte durch ihre hohe Lichtdurchlässigkeit aus, so dass in der Verwendung als Stiftmaterial auch tiefergehende Bereiche des Befestigungskunststoffes im Wurzelkanal mittels UV-Strahlung ausgehärtet werden können. 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 bestehen aus amorphen, nicht

kristallisierten Bereichen und verhalten sich (im Gegensatz zu Karbonfasern) isotrop, das heißt, dass sie in alle Richtungen die gleichen Eigenschaften aufweisen. Glas ist zwar ein spröder Werkstoff, jedoch bedingt durch den Größeneffekt erreichen die dünnen Glasfasern nahezu die theoretische Bruchfestigkeit. Zwar bestehen alle Glasfasern zu einem Großteil aus Siliziumoxid, jedoch verfügen sie durch unterschiedliche Gehalte an Metalloxiden und anderen Stoffen über zum Teil sehr unterschiedliche Eigenschaften, die wie folgt aufgeteilt werden können: C-Fasern (Chemiesektor), D-Fasern, E-Fasern (ursprünglich in der Elektrotechnik in Faserverbundkunststoffen eingesetzt), ECR-Fasern (zur Verstärkung von Kunststoffen) und auch Silica-/Quarzfaserfasern. 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 SiO_2 , CaO_2 , B_2O_3 , Al_2O_3 und anderen Oxiden der Alkalimetalle besteht. Das S-Glass (high-strength glass) ist ebenfalls amorph, unterscheidet sich jedoch in seiner Zusammensetzung. Bei den Quarzfaserstiften bestehen die Fasern aus SiO_2 in kristalliner Form. Dieses Material ist inert und zeichnet sich durch einen niedrigen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) aus (122). 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: $8 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$). 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 (43). 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.

Der in dieser Studie eingesetzte DT Light Post® (VDW®, München, Deutschland) ist ein zahnfarbener, zylindro-konischer Wurzelstift aus quarzfaserverstärktem Komposit. Die Quarzfaser sind in einer modifizierten Epoxidharzmatrix eingebettet und haben einen Durchmesser von 8 μm . Der Fasergewichtsanteil beträgt 75% bei einem Faservolumen von 60%. Die Herstellung der Wurzelstifte nach einem patentierten Verfahren mit vorgedehnten Fasern ermöglicht nach Herstellerangaben die hohen Biegefestigkeitswerte von 1600 MPa bei einem Elastizitätsmodul von 15 GPa. Die Stifte der Größe 1 sind 20 mm lang und haben im 6,4 mm langen zylindrischen Kopfteil einen Durchmesser von 1,5 mm. Die Konizität der Stifte beträgt im apikalen Bereich 2% und im koronalen Anteil 10%. Die Spitze ist 0,6 mm lang und hat einen Öffnungswinkel von $73,74^\circ$. Die Mantelfläche bei einer Stiftlänge von 12 mm beträgt nach Herstellerangaben 44,8 mm^2 . Für die DT Light Post® Wurzelstifte (VDW/RTD, F-Saint-Egrève) wurde das Double Taper Design, Stifte mit zweifacher Konizität, entworfen. Alle Stiftgrößen haben eine Gesamtlänge von 20 mm. Die Konizität der apikalen 5 mm beträgt bei allen Größen 2° , im mittleren Drittel unterscheiden sich die Stifte jeweils in ihrem Konuswinkel: Größe 0 (ISO 80) 4° , Größe 1 (ISO 90) 6° , Größe 2 (ISO 100) 8° und Größe 3 (ISO

120) 10°. Das koronale Ende des DT Post® Stiftsystems ist zylindrisch gestaltet. Auch beim DT Post®-Stiftsystem gibt es zugehörige Bohrer zur Aufbereitung des Stiftbettes. Der DT Universal Drill® (Einheitsgröße) dient der Entfernung des koronalen Teils der Wurzelfüllung und damit der Vorbohrung. Der DT Finishing Drill® (in 4 Größen jeweils passend zum Stift) wird zur definitiven Bohrung und damit zur Stiftpassung benutzt. Die DT Post® Wurzelstifte werden in drei Ausführungen angeboten: DT White Post®, ein Quarzfaserstift mit weißer Grundfarbe; DT Light Post®, transluzent und röntgenopak ohne spezielle Beschichtung und der in dieser Dissertation eingesetzte DT Light Post® SL mit industriell beschichteter Oberfläche. Gegenüber dem weißen Wurzelstift haben die transluzenten Stifte den Vorteil, dass sie neben einer besonders guten Röntgenopazität die Möglichkeit der Lichthärtung des Befestigungskomposits durch ihre lichtleitenden Fasern bieten. Die aktive Oberfläche des vorkonditionierten DT Light Post® Safety Lock (SL) wird in einem PVD-Prozess auf den Stift aufgetragen. Ein darüber aufgebrachter Silan-Haftvermittler wird anschließend mit einer Schicht aus Methylmethacrylat (MMA) konserviert. Diese ist gegen chemische Einflüsse, wie Kontamination mit Speichel oder Blut ebenso widerstandsfähig wie gegen mechanische Einflüsse. Dadurch besteht die Möglichkeit, die Stifte über einen längeren Zeitraum lagern und aufbewahren zu können, ohne dass die aktive Oberfläche leidet. Nach der Einpolymerisation verbinden sich Befestigungskomposit und Schutzschicht zu einer chemischen Einheit. Die Schichtdicke der Oberfläche beträgt $10 \pm 5 \mu\text{m}$ und ist gleichmäßig reproduzierbar, da sie maschinell aufgebracht wird. Sie liegt in einem Toleranzbereich, der äquivalent für den Durchmesser der Stifte ermittelt wurde ($20 \pm 5 \mu\text{m}$). Im Gegensatz dazu kann durch die vorher lichtgehärtete Schicht bei den „normalen“ DT Light Post® Stiften die Passgenauigkeit durch unsachgemäß ungleichmäßigen Auftrag beeinflusst werden. Der Vorteil bei der Anwendung der beschichteten DT Light Post® SL Stifte ist im Verzicht auf die Vorkonditionierung der Stifte und der damit verbundenen Zeitersparnis zu sehen. Die Beschichtung ist kompatibel mit allen gängigen Befestigungskompositen auf Bis-GMA und UDMA-Basis.



Abb. 2: DT Light Post® SL Stifte Größe 0, 1, 2, 3 mit entsprechenden Bohrern.

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 einigen In-vitro-Studien wurden die mechanischen Eigenschaften faserverstärkter Kunststoffstifte vor und nach thermischer Wechselbelastung untersucht (42, 43, 122).

3.10.4.1 Biomechanische Untersuchungen

Autor	Versuchsaufbau	Testverfahren	Ergebnisse
AKKAYAN (4)	Canini wurden mit glas- und quarzfaserverstärkten Stiften sowie zirkonverstärkten Glasfaserstiften versorgt, alle Stumpfaufbauten wurden mit Komposit angefertigt und die koronale Restauration erfolgte mit NEM-Kronen	Bruchlast nach 2 mm-ferrule-Präparation	höchste Bruchlast bei Quarzfaserstiften mit 1195 N, gefolgt von Glasfaserstiften mit 998,4 N und zirkonverstärkten Glasfaserstiften mit 986 N, wobei Unterschiede nicht signifikant waren, Frakturverlauf im oberen Wurzel Drittel erlaubte bei Quarzfaserstiften Neuversorgung, bei Glasfaserstiften und zirkonverstärkten Glasfaserstiften konnten nicht alle Zähne neu versorgt werden
HEDLUND et al. (84)	Quarzfaserver-, Glasfaserver- und Karbonfaserstifte wurden adhäsiv in Prämolaren befestigt	Messung der Kraft, die bei Kraftangriff am apikalen Ende erforderlich war, um De-zementierung zu bewirken	bei Quarzfaserstiften konnten Werte zwischen 201 N und 261 N ermittelt werden, die signifikant höhere Retentionskräfte als Glasfaserstifte (108 N) aufwiesen, Karbonfaserstifte hatten 169 N
LASSILA et al. (122)	Test von 17 verschiedenen faserverstärkten Kunststoffstiften unterschiedlicher Hersteller und Durchmesser vor und nach thermischer Wechselbelastung	3-Punkt-Biegefestigkeit	Nach Thermozyklung: Abnahme des E-Moduls um ca. 10 %, Bruchlastwerte und Biegefestigkeit verringerten sich um 18 %. Ebenso signifikante Abnahme der Biegefestigkeit, jedoch Zunahme der maximalen Bruchlastwerte mit steigendem Durchmesser der Stifte
DRUMMOND et al. (43)	Vergleich verschiedener Stifte nach adhäsiver Befestigung und Lagerung im feuchten Milieu	3-Punkt-Biegefestigkeit	Abnahme der Biegefestigkeit um 11-24 %, Ursache: Hydrolyse des Silans bei Langzeitbelastung im feuchten Milieu, welche durch die Unterschiede der WAK von

			Matrix und Fasern noch verstärkt werden
KAMPE (107)	Glasfaser- und Quarzfaserstifte wurden adhäsiv eingesetzt, Titanstifte dagegen konventionell mit Zinkoxidphosphatzement	Abzugskräfte	Glasfaserstifte DentinPost erzielten mit Clearfil Core ($287,4 \pm 29,2$ N) und Panavia 21 ex ($265,1 \pm 44,2$ N) die höchsten Abzugskräfte, Quarzfaserstifte DT Light Post mit Calibra ($338,2 \pm 46,4$ N) und Panavia F ($321,7 \pm 40,1$ N). Für Titanstifte mit Zinkoxidphosphatzement wurden Werte von $315,43 \pm 51,4$ N ermittelt.

Tab. 5: Biomechanische Untersuchungen zu glas- und quarzfaserverstärkten Kunststoffstiften.

In einer In-vitro-Studie von MANNOCCI et al. (135) wurden quarzfaserverstärkte und karbonquarzfaserverstärkte Kompositwurzelstifte sowie ZrO_2 -Wurzelstifte, versorgt mit einem Kompositaufbau und einer Vollkeramikkrone, anhand periodischer Belastungen im feuchten Milieu miteinander verglichen. Bei den faserverstärkten Stiften gab es jeweils einen Misserfolg, in Form einer Wurzel- und einer Stiftfraktur. Bei den Keramikstiften traten hingegen sechs Misserfolge auf, wovon sich fünf in kombinierten Wurzel- und Stiftfrakturen zeigten. Den faserverstärkten Stiften konnte damit also zumindest für experimentelle Bedingungen eine signifikant höhere Überlebensrate und vor allem die Reduktion von Wurzelfrakturen bescheinigt werden.

Auch CORMIER et al. (36) fanden bei ihrer In-vitro-Studie 2001 heraus, dass faserverstärkte Kompositwurzelstifte Vorteile gegenüber Keramik- und Metallwurzelstiften hatten. Dabei zeichneten sich die Kompositstifte durch ihren günstigen Versagensmodus aus, der eine Weiterversorgung sowie die mögliche Wiederentfernbarkeit im Falle eines Misserfolges der Stifte zulässt.

EDELHOFF et al. (52) ermittelten in einer In-vitro-Untersuchung die Auszugskräfte der quarzfaserverstärkten Wurzelkanalstifte DT Light bzw. DT Light SL. Bei Letzteren wird bereits von Herstellerseite 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 (152).

3.10.4.2 Klinische Untersuchungen

Autor	Versuchsaufbau	Anzahl	Zeitraum	Ergebnis
MALFERRARI et al. (133)	Adhäsives Einsetzen von quarzfaserverstärkten Kompositwurzelsstiften mit Kompositaufbauten	180 Stifte bei 132 Patienten	30 Monate	drei Misserfolge (1,7 %) in der provisorischen Phase, bedingt durch ein kohäsives Versagen des Aufbaus und zwei Frakturen zwischen Befestigungszement und Wurzelkanalwand, keine Stift-, Stumpf- und Wurzelfrakturen, keine De-zementierung, definitive Versorgung in 98,3 % möglich
FERRARI et al. (60)	Adhäsives Einsetzen der Stifte mit vier verschiedenen Kompositen	1304 Stifte: 840 Karbonfaser, 215 quarzfaserum-mantelte Karbonfaser, 249 Quarzfasern	Karbonfaser: 46 Monate, andere: 13 und 14 Monate	keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, Versagensrate: 3,2 %, wobei 25 Stiftretentionsverluste bei Entfernung der provisorischen Restauration auftraten und bei 16 Zähnen röntgenologische apikale Aufhellungen auftraten

Tab. 6: Klinische Untersuchungen zu glas- und quarzfaserverstärkten Kunststoffstiften.

MONTICELLI et al. (144) versorgten in einer weiteren prospektiven klinischen Studie 225 Patienten mit quarzfaserverstärkten Wurzelkanalstiften, davon 75 mit Aestheti-Plus®, 75 mit DT Post® (beide VDW/RTD, F-Saint-Egrève) und 75 mit FRC Postec® (IvoclarVivadent, FL-Schaan). Jeweils ein Stift wurde in einen Prämolaren mit lediglich zwei koronalen Wänden inseriert. Die Vorgehensweise beim Befestigen war – ähnlich wie in der vorliegenden Studie – Ätzen, Dentinadhäsiv, Befestigungskomposit. Die Zähne erhielten einen Kompositaufbau und eine Vollkeramikkrone. Der Beobachtungszeitraum erstreckte sich über 2-3 Jahre. Zwischen den untersuchten Gruppen war kein signifikanter Unterschied auszumachen. Sieben Misserfolge (2,7 %) traten infolge periapikaler Läsionen auf, die eine Revision der Wurzelfüllungen zur Folge hatten. Diese fielen bei der Beurteilung

der Versagensrate der Stifte aber nicht ins Gewicht. Acht relative Misserfolge (3,5 %) zeigten sich in Retentionsverlusten der Stifte, die bei der Entfernung der Provisorien auftraten. Zudem wiesen alle diese Zähne eine ferrule-Präparation unter 2 mm auf. Hierbei handelte es sich ausschließlich um adhäsives Versagen. Eine Neuversorgung der Zähne war in allen Fällen möglich. Nach Meinung der Autoren ist die adhäsive Befestigung, vor allem zwischen Dentin und Befestigungskomposit, die größte Schwachstelle einer derartigen Versorgung, da diesbezüglich bisher die meisten Misserfolge zu verzeichnen waren.

Der Untersuchungszeitraum in einer von NAUMANN et al. (147) angelegten klinischen Studie über quarz-/glasfaserverstärkte Stifte belief sich auf 24 bis 37 Monate. Die ersten Misserfolge (= 3,8 %) ereigneten sich in einem Zeitraum von 6 bis 12 Monaten in Form eines Retentionsverlustes, zwei Stiftfrakturen und einer Wurzelfraktur. Die Wurzelfraktur betraf allerdings die distale Wurzel eines unteren ersten Molaren, während der Stift in die mesiale Wurzel des Zahnes inseriert worden war. Der Zahn war nicht mehr erhaltungswürdig und wurde extrahiert. Nach 24 Monaten versagten bereits 11,4% der Restaurationen: zwei Retentionsverluste, sieben Stiftfrakturen (bei einem war der Verbund zum Kompositaufbau gelöst, der Stift jedoch intakt geblieben). Ein Zahn musste extrahiert werden und alle anderen Zähne konnten weiterversorgt werden.

3.10.5 Vergleichende, biomechanische Untersuchungen zu verschiedenen Stiftstumpfaufbausystemen

Bei einer Ex-vivo-Studie von SEIDEL et al. (152) wurden insgesamt 48 einwurzelige, wurzelbehandelte Prämolaren mit einer mo-Kavität und einer zirkulären Hohlkehlpräparation versehen. Je acht von den 48 Zähnen erhielten: BKS-Schrauben, Glasfaserstifte (DentinPost), Quarzfaserstifte (DT Light SL) oder keine Stifte. 16 Prämolaren wurden mit Zirkondioxidstiften versorgt. Die BKS-Schrauben und acht Zirkoniumdioxidstifte wurden konventionell mit Glasionomermertement eingesetzt, der Rest mit Panavia F. Der koronale Aufbau erfolgte mit Komposit und einer Krone aus Nichtedelmetall. Acht Prämolaren wurden unversehrt als Kontrollgruppe belassen.

Nach der thermomechanischen Alterung erfolgte die Bestimmung der Bruchlast. Das Ergebnis dieser Studie zeigte, dass die acht unversehrten Prämolaren die signifikant höchste Bruchlast aufwiesen (792,50 N \pm 210,0 N). Konventionell zementierte Zirkondioxidstifte ließen die geringste Bruchlast erkennen (327,00 N \pm 45,84 N), Quarzfaserstifte die höchste (421,75 N \pm 90,19 N). Signifikant war der Unterschied dieser beiden Gruppen. Bezüglich der Bruchmodi konnten in den Prüfgruppen überwiegend Frakturen bis Knochenniveau oder 1-2 mm darunter im oberen Wurzeldrittel festgestellt werden. Stiftfrakturen traten nur in den Gruppen mit Kronen und Keramikstiften auf. Schlussfolgernd kann man sagen: Die Versorgungen mit Glasfaserstiften und konventionell zementierten Zirkonstiften wurden als eher unvorteilhaft dargestellt. Außerdem konnte kein statistischer Unterschied zwischen

avitalen Prämolaren mit Klasse- II-Kavität mit Krone und Stift oder nur mit Krone nachgewiesen werden.

Eine Zusammenfassung dieser Studie zeigt:

- 1) Überkrone Prämolaren mit oder ohne Stift erreichen nicht die Frakturfestigkeit eines unbehandelten Zahnes.
- 2) Im Vergleich zur Festigkeit eines überkronten Prämolars mit mo-Kavität bringt ein Stift keine biomechanische Verbesserung, bei Erkennung eines Risikos (Perforation) sollte auf einen Stift verzichtet werden.
- 3) Wird ein Stift vor Überkrönung eines Prämolars mit mo-Kavität gesetzt, sollte ein konventionell zementierter Zirkondioxidstift vermieden werden.

In der von REID et al. (171) durchgeführten In-vitro-Untersuchung zur Erkenntnis von Materialermüdung an Stiftstumpfaufbauten und der Entstehung von Microleakage an mit Stiftrestorationen versehenen Zähnen, wurden je 10 dekapitierte, einwurzelige Zähne mit Titanstiften, Keramikstiften, Karbonfaserstiften, quarzfaserummantelten Karbonfaserstiften oder Glasfaserstiften und koronalen Kompositaufbauten versorgt. Die Stifte wurden bis auf die Titanstifte, welche konventionell zementiert wurden, adhäsiv eingesetzt. Alle 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 Thermozykling von 1000 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 100.000 Zyklen und nach Thermozykling 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.

Nachfolgende Tabelle zeigt abschließend nochmals Vor- und Nachteile aller Stifte:

	Vorteile	Nachteile
Metall	<ul style="list-style-type: none"> - umfangreiches Systemangebot - klinische Langzeiterfahrung - gute mechanische Eigenschaften - gute Röntgenopazität 	<ul style="list-style-type: none"> - Korrosionsproblematik - ungünstige optische Eigenschaften - hoher E-Modul - schlechte Entfernbareit

Zirkonium- dioxidkeramik	<ul style="list-style-type: none"> - weiße Farbe, gute optische Eigenschaften - Transluzenz - Biokompatibilität - hohe Festigkeit - gute Röntgenopazität 	<ul style="list-style-type: none"> - extrem hoher E-Modul - extrem hohe Härte - nicht wieder entfernbar - unzureichende klinische Langzeiterfahrung
Karbonfaser- verstärktes Komposit	<ul style="list-style-type: none"> - günstige Biomechanik - u.U. wieder entfernbar - Biokompatibilität 	<ul style="list-style-type: none"> - ungünstige optische Eigenschaften - hohe WAK-Differenz zur Zahnhartsubstanz - schlechte Röntgenopazität - unzureichende klinische Langzeiterfahrung
Quarz- und glas- faserverstärktes Komposit	<ul style="list-style-type: none"> - neutrale Farbe - Transluzenz - u.U. wieder entfernbar - günstige Biomechanik - Biokompatibilität 	<ul style="list-style-type: none"> - hohe WAK-Differenz zur Zahnhartsubstanz - Flexibilität des Aufbaus - unzureichende klinische Langzeiterfahrung - bisher limitierte Röntgenopazität

Tab. 7: Zusammenfassung der Vor- und Nachteile der beschriebenen Stiftstumpfaufbauten.

3.11 Stiftbefestigung und Einfluss des Befestigungswerkstoffes

Bei der Auswahl der Befestigungsmaterialien stehen sich einerseits die konventionellen Befestigungszemente Zinkoxidphosphat- und Glasionomermaterialien und andererseits die Befestigungskomposite, die den Stift adhäsiv am Wurzelkern befestigen, gegenüber.

Bei der Befestigung von Wurzelkanalstiften mit Zement treten u.a. chemische und mechanische Kräfte auf, welche für die Retention der Stifte im Kanal relevant sind. Der mechanische Verbund entsteht durch Makro- und Mikroverzahnungen des Befestigungsmittels zwischen der aufgerauten

Kanalwandung und dem Stift. Während konventionelle Zemente wie z.B. Zinkoxidphosphatzement oder Glasionomerzement durch reine Makroverzahnung die Retention vermitteln, spielt bei Kompositzementen die mikromechanische Retention im Bereich des intertubulären Dentins eine sehr wichtige Rolle (86). Nachteilig sind bei Zinkoxidphosphatzement wie auch bei Glasionomerzement (GIZ) die Löslichkeit in der Mundhöhle und die Materialschrumpfung beim Abbinden der Säure-Base-Reaktion (86). Dennoch ist die Haftung des Glasionomerzementes am Dentin aufgrund der chemischen Anbindung besser als die des Phosphatzementes. Bei der chemischen Haftung treten ionische und kovalente Bindungen zwischen den Carboxylgruppen der Polyacrylsäure und anorganischen Schmelz- bzw. Dentinbestandteilen auf.

Eine In-vitro-Studie von DUNCAN und PAMEIJER et al. (45) zur Ermittlung der Retention von parallelen Titanstiften, welche mit verschiedenen Befestigungsmaterialien zementiert wurden, zeigte im Vergleich von GIZ und Phosphatzement keine signifikanten Unterschiede.

Ebenso konnte die In-vitro-Studie von HAUMANN et al. (82) bezüglich der Abzugskräfte des Parapost-Systems, welche mit Zinkphosphat, GIZ und adhäsiv mit Befestigungskomposit befestigt wurden, keine signifikanten Unterschiede aufzeigen.

Wegen den mikroretentiven Eigenschaften von Kompositen am Dentin und Schmelz wurde ein höherer Retentionswert bei Wurzelkanalstiften erwartet, die mittels Komposit befestigt waren, als bei jenen, die mit konventionellen Zementen eingesetzt wurden. Diese Annahme konnte von mehreren Autoren in vielen Studien bestätigt werden (31), (45), (142).

Bei einer adhäsiven Befestigung kommt es im Gegensatz zur konventionellen Zementierung zu einem überwiegend chemischen Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Substrat. Dem Wurzelkanaldentin steht allerdings ein ungleich komplexeres Substrat zur Verfügung. Das Dentin hat spezielle biologische, chemische und physikalische Eigenschaften. Am Interface zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit muss eine Hybridschicht etabliert werden, um das hydrophobe Komposit mit dem (tendenziell) hydrophilen Dentin zu verbinden. Dieses Vorgehen mittels spezieller Adhäsivsysteme ist bereits in gut zugänglichen Arealen diffizil und techniksensitiv und stellt besonders in der Tiefe des Wurzelkanals eine große Herausforderung dar (141). Im Idealfall bedarf die Verwendung der feuchtigkeitsintoleranten Adhäsivsysteme einer absoluten Trockenlegung mittels Kofferdamm. Dies ist jedoch bei Zähnen mit starkem koronalen Zerstörungsgrad nicht immer bzw. nur nach Legen einer Aufbaufüllung möglich. Der Verbund zur Stiftoberfläche benötigt ebenfalls eine Vorbehandlung, so dass auch hier reaktive Doppelbindungen zur Anhaftung des Komposits zur Verfügung stehen. Gelingt es, einen dauerhaften und zuverlässigen Klebeverbund herzustellen, so bilden Zahnwurzel, Befestigungskomposit und Stiftaufbau einen sogenannten Monoblock.

Werkstoffkundlich gesehen bestehen Komposite aus anorganischen und organischen Füllstoffen, die in einer Monomermatrix (Dimethylacrylatmatrix) eingebettet sind. Bei der Aushärtung von Kompositen kommt es im Allgemeinen zu einer irreversiblen Verkettung der Dimethylacrylatkomponenten zu sogenannten Polymeren. Man unterscheidet prinzipiell drei Arten der Polymerisation:

1. Photopolymerisation:

Lichthärtende Komposite enthalten Campherchinon als Initiator der Polymerisationsreaktion. Hierbei wird Lichtenergie mit einer Wellenlänge von 380- 500 nm eingesetzt.

2. Chemische Polymerisation:

Selbsthärtende Komposite bestehen aus zwei Komponenten, die bei Mischung miteinander chemisch reagieren. Initiatoren der Polymerisation sind hierbei Dibenzoylperoxid und NNBis-(2-Hydroxyethyl)-p-toluidin. Die Verwendung chemisch polymerisierender Komposite bietet sich insbesondere in lichtunzugänglichen Arealen an, benötigt allerdings zur vollständigen Vernetzung der Moleküle mehr Zeit als bei der Photopolymerisation.

3. Duale Polymerisation:

Dualhärtende Komposite härten sowohl durch Lichtzufuhr als auch chemisch aus. Sie enthalten somit beide Arten von Initiatoren. Diese Eigenschaft ist besonders bei der Befestigung von lichtopaken Werkstoffen von Vorteil. ZHANG et al. (218) konnten in einer jüngeren Studie zeigen, dass der Haftverbund von dualhärtenden Kompositzementen zur Wurzelkanalwand stärker ist als der von selbsthärtenden Kompositzementen. Die vollständige Polymerisation wird durch die chemischen Initiatoren gesichert, mit dem Vorteil der kontrollierten Einleitung des Polymerisationsvorgangs durch initiale Lichtzufuhr. Laut FOXTON et al. (64) sollte auf zusätzliche Lichtzufuhr bei dualhärtenden Befestigungskompositen nicht verzichtet werden, da rein chemisch ausgehärtete Dualzemente eine vergleichsweise geringe Konversionsrate sowie schlechtere mechanische Eigenschaften aufweisen.

Bei Befestigungskompositen ist der Füllstoffgehalt im Gegensatz zu Füllungskompositen geringer, um eine bessere Viskosität zu gewährleisten. Diese Verbesserung des Fließverhaltens geht allerdings zu Lasten einer erhöhten Polymerisationsschrumpfung.

Die Benutzung von Kompositmaterialien als Befestigungszement für Wurzelkanalstifte führt zur höheren Stiftretention und ermöglicht bei gleichzeitiger Verwendung von Kompositen als Stumpfaufbaumaterial auch eine erhebliche Zeitersparnis. Die Überschüsse des Kompositzementes müssen nicht entfernt werden, sondern können aufgrund der chemischen Kompatibilität beider Materialien belassen und in den Stumpfaufbau integriert werden (10).

Zusätzlich wurde von einigen Autoren ein verstärkender Effekt der Befestigungskomposite auf die Zahnwurzel als Vorteil angeführt (135), (142). 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, woraus eine gleichmäßigere Kraftverteilung auf die Zahnwurzel resultiert (21), (135).

3.11.1 Biomechanische Untersuchungen

In seiner Dissertation untersuchte WIDERA (213) 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.

VICHI et al. (207) führten eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zur Effektivität des Klebeverbundes verschiedener Adhäsivsysteme und Befestigungskunststoffe zum Wurzelkanalentin bezüglich der Bildung einer Hybridschicht, der Entstehung von Kompositzapfen (resin tags) in den Dentinkanälchen und der Quervernetzungen zwischen diesen Zapfen durch. Hierzu wurden 50 endodontisch behandelte Zähne ausgewählt, bei welchen aus endodontischen oder parodontalen Aspekten eine Extraktion kurz bevorstand. Die Zähne wurden in fünf Gruppen zu je 10 Prü fzähnen eingeteilt und unter Verwendung von drei „one-bottle“-Adhäsivsystemen und zwei „Drei-Schritt“-Adhäsivsystemen mit Quarzfaserstiften (AEstheti Plus Posts) versorgt. Nach einer Woche erfolgten die Extraktion der Prü fzähne und die Untersuchung unter dem Rasterelektronenmikroskop. Bei allen Adhäsivsystemen konnte die Bildung einer Hybridschicht, Kompositzapfen in den Dentinkanälchen und Quervernetzungen zwischen den Zapfen beobachtet werden. Die Ausbildung einer uniformen Hybridschicht zeigte sich deutlicher im zervikalen und mittleren Drittel der Zahnwurzeln und auch die resin tags dieser beiden Messabschnitte waren wesentlich länger und wiesen eine höhere Dichte auf.

3.12 Koronale Entfernbare bei Misserfolgen

Besteht bei einem mit einem metallischen oder keramischen Stift versorgten Zahn aufgrund eines prothetischen oder endodontischen Misserfolgs die Notwendigkeit der Entfernung, kann der

Befestigungszement mit Hilfe von Ultraschallschwingungen gelockert werden (1). Muss dennoch bei einem metallischen Stift aus unedlen, harten Legierungen mit rotierenden Instrumenten gearbeitet werden, kann eine starke Schwächung der Wurzel mit erhöhter Frakturgefahr und einer seitlichen Perforation im Bereich dünner Wurzelkronenwände resultieren. Die Entfernung von metallischen bzw. keramischen Stiftsystemen ist schwierig bis unmöglich. Faserstifte lassen sich im Allgemeinen besser entfernen (36), (39). Dabei ist es nicht nötig, wie bei metallischen Wurzelstiften, diese in einem Stück zu entfernen, sondern es besteht die Möglichkeit sie aus dem Zahn „herauszubohren“. Nach DE RIJK ist dies sogar in weniger als 5 Minuten möglich (39). Nachdem ein primärer Zugang in den Stift gebohrt wurde, kann mit Hilfe von zur Stiftgeometrie formkongruenten Spezialbohrern der Stift vollständig entfernt werden. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine sofortige Wiederversorgung des entsprechenden Zahnes. Bei einer In-vitro-Studie zur Entfernung von drei unterschiedlichen FRC-Stiften (Composipost®, Ghimas® und FRC Postec®) haben GESI et al. Zeiten unter 45 Sekunden gemessen. Die Entfernung mittels diamantiertem Bohrer (Gebr. Brasseler, D-Lemgo) und Largo®-Bohrer (Dentsply Maillefer, CH-Ballaigues) ging jedoch schneller als mit dem „Removal-Kit“ von RTD (72). Auch NAUMANN et al. konnten bestätigen, dass handelsübliche Diamantschleifer zur Entfernung von FRC-Stiften effektiv eingesetzt werden können (148). Die Entfernbarkeit von Zirkonoxidstiften gestaltet sich aufgrund deren Festigkeit und des zahnähnlichen Aussehens schwierig (36), (177).

3.13 Direkte und indirekte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten

Zur Versorgung einer Klasse-II-Kavität können generell direkte oder indirekte Restaurationen eingesetzt werden. Zu den direkten Restaurationen zählen in situ angefertigte Amalgam-, Zement-, Kompomer- und Kompositfüllungen, zu den indirekten die im Labor hergestellten Gold- oder Keramikeinlagefüllungen.

3.13.1 Direkte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten

3.13.1.1 Amalgam

Amalgame entstehen durch Mischung einer pulverförmigen Metalllegierung (Feilung) und Quecksilber (86). Es wird über eine mechanische Retention an der Zahnhartsubstanz verankert und benötigt 24 Stunden bis zur endgültigen Aushärtung.

Amalgam war in den vergangenen Jahren das Routinefüllungsmaterial für Kavitäten, die im okklusionstragenden Seitenzahnbereich liegen, also Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten. Es konnte jedoch auch zum Aufbau von Höckern eingesetzt werden. Für Frontzahnfüllungen war Amalgam aus

ästhetischen Gründen ungeeignet (125). Heute werden Amalgamfüllungen nur noch auf Patientenwunsch, da Kassenmaterial im Seitenzahnbereich, oder bei nicht schmelzbegrenzten Präparationen eingesetzt.

Mittlerweile überwiegen die negativen Eigenschaften von Amalgam. Zu nennen ist neben der schlechten Ästhetik, der Gefahr von Gingivatätowierung während der Kronenpräparation, der Kontraindikation bei Schwangeren, Kindern und Patienten mit Nierenerkrankungen vor allem die fehlende Haftung an der Zahnhartsubstanz, die somit keine Stabilisierung der erhaltenen Dentinwände ermöglicht. Die bei einer Kavitätenpräparation leicht unter sich gehenden Kavitätenwände erzielen die mechanisch notwendige Retention. Außerdem wird das Auftreten galvanischer Ströme in der Mundhöhle bei Kontakt mit anderen Metallen kontrovers diskutiert (32).

3.13.1.2 Glasionomerzement

Glasionomerzemente sind Verbindungen aus Ionen freisetzenden Aluminium-Silikatgläsern und Polyalkensäure. Die Aktivierung der Härtungsreaktion erfolgt durch Zugabe von Weinsäure und Wasser. In einer Säure-Base-Reaktion der beiden Komponenten bindet das Material ab. Der abgebundene Zement besteht aus Glaspartikeln mit einer umgebenden Schicht aus Silikatgel in einer anionischen Polyacrylmatrix (55). Vor allem innerhalb der ersten 5-10 Minuten während der Abbindung sind Glasionomerzemente besonders feuchtigkeitsempfindlich. In der primären Härtungsphase erfolgt die Vernetzung der Polyalkensäure über Kalziumionen. In der sekundären Härtungsphase werden vor allem Aluminiumionen zur Vernetzung herangezogen, durch die zahlreichen Bindungsmöglichkeiten der Aluminiumionen erhärtet die Struktur. Mit längerer Liegezeit gewinnt das Material durch den Verlust von Wasser aus der Matrix ebenfalls an Härte, in den ersten 24 Stunden ist die Aushärtung am größten.

Einsatzbereiche sind kleine Klasse-I- und V- Kavitäten, Kavitäten im Wurzelzement oder Dentin und vor allem das Milchgebiss zur Versorgung von Front- und Seitenzahnkavitäten. Die leichte Handhabung macht sie anderen Füllungsmaterialien bei mangelnder Kooperation der Kinder überlegen. Es ist hierbei auf eine makromechanische Retentionsform und ausreichende Materialstärke zu achten. Aber auch bei Milchzähnen ist der Einsatz bei Klasse-II-Kavitäten kritisch zu beurteilen, es sollte auf jeden Fall auf Okklusionskontakte im Bereich der Randleiste verzichtet werden. Die Schwachpunkte bezüglich hoher Abrasionsneigung, Rand- oder Füllungsfrakturen bleiben bestehen. Im Wechselgebiss können Glasionomerzemente als semipermanente Versorgung mit einer Überlebensdauer von etwa 2 Jahren eine Alternative zur Amalgamversorgung darstellen. Mit den Glasionomerzementen wurde erstmals ein Füllungsmaterial geschaffen, welches eine chemische Bindung mit den Zahnhartsubstanzen eingehen kann. Trotzdem können sie nicht die Haftfestigkeit der

Komposite in Verbindung mit modernen Adhäsivsystemen an Schmelz und Dentin aufweisen (70), (86), (177). An der Haftung sind die Kalziumionen des Zahnes beteiligt. Diese Ionen gehen eine Reaktion mit der Polyalkensäure ein. Es bildet sich eine Kalziumphosphat-Polyalkenoat-Struktur zwischen der Zahnoberfläche und dem abbindenden Zement.

Glasionomerzemente sind spröde und besitzen nur eine geringe Bruch-, Abrasions- und Druckfestigkeit. Diese werden durch die verschiedenen Zusammensetzungen der Glaspartikel und das Anmischverhältnis von Pulver und Flüssigkeit weiter modifiziert. Glasionomerzemente besitzen eine große Porosität und zeigen somit eine erhöhte Frakturgefahr.

Die ästhetischen Eigenschaften von Glasionomerzementen sind eher unbefriedigend. Sie besitzen eine große Opazität und passen sich in ihrer Farbe nicht dem umgebenden Schmelz an. Trotz ihrer geringen ästhetischen Akzeptanz sind Glasionomerzemente durch ihre Haftung am Dentin und ihre Fluoridfreisetzung für die Versorgung zervikaler Zahndefekte in weniger sichtbaren Bereichen indiziert. Die Glaspartikel besitzen einen Fluoridgehalt, der bis zu 23 % betragen kann. Das freigesetzte Fluorid ist als Natriumfluorid, Kalziumfluorid und Aluminiumfluorid verfügbar (214). Da jedoch nur ein kleiner Teil der Glasionomerzementen freigesetzt wird, wird der Zement durch die Fluoridabgabe nicht geschwächt. Die Fluoridfreisetzung erfolgt in zwei Schritten: einer raschen Oberflächenablösung und einer langsameren kontinuierlichen Freisetzung aus der Tiefe (30). Das freigesetzte Fluorid hat Einfluss auf den umgebenden Schmelz, Dentin und Wurzelzement (203).

3.13.1.3 Kompomer

Kompomere (polyalkensäuremodifizierte Komposite) sind lichthärtende Komposite, die durch Glasionomerzement-Komponenten modifiziert wurden. Die Matrix der Kompomermaterialien besteht aus verschiedenen polymerisierbaren „Kunststoffen“ und Karbonsäuren, die im Gegensatz zu den Glasionomerzementen vernetzbare Doppelbindungen besitzen. Aufgrund dieser Zusammensetzung sollten die beiden möglichen Reaktionen – radikalische Polymerisation wie bei Kompositen und chemische Säure-Base-Reaktion wie beim Glasionomerzement – ermöglicht werden. Da Kompomere jedoch in nicht abgebundener Form kein Wasser besitzen, kann die Säure-Base-Reaktion erst dann in Gang gesetzt werden, wenn das Material Wasser aufnimmt. Während der radikalischen Polymerisation muss das Material allerdings vor Wasserzutritt geschützt werden. Kompomere werden mit Adhäsivsystemen verarbeitet (86).

Aufgrund der erhöhten Biegebeanspruchung der Kompomere liegt die Indikation bei Klasse-V-Kavitäten (125). Bedenkt man, dass es bei Milchzähnen im Verlauf der Jahre zu erheblichen Abrasionen der Zahnhartsubstanz kommt, so können die im Vergleich zu den Hybridkompositen weniger abrasionsstabilen Kompomere speziell für Restaurationen im Milchzahngewebiss eingesetzt

werden (125). Eine Weiterentwicklung der Kompomermaterialien macht es jedoch mittlerweile möglich, diese im kaudruckbelasteten Seitenzahnbereich anzuwenden (124).

Kompomere haben die Eigenschaft, nach initialer Polymerisationsschrumpfung in der Folgezeit Feuchtigkeit aufzunehmen und somit zu expandieren. Dadurch besteht die Gefahr, dass ein mit einer metallbasierten Krone oder einer vollkeramischen Restauration versehener Zahn gesprengt bzw. frakturiert werden kann. Dies ist der Grund, warum bei großflächigen Aufbaufüllungen auf Kompomere eher verzichtet wird (12). Kompomerefüllungen können für eine begrenzte Zeit Flouridionen freisetzen. Ihnen wird deshalb eine kariesprotektive Wirkung im Kavitätenrandbereich zugeschrieben.

3.13.1.4 Komposit

Unter Kompositen versteht man plastische, zahnfarbene Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Lichtzufuhr aushärten. Die drei Hauptbestandteile sind die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase (86).

Die organische Matrix besteht im nicht ausgehärteten Zustand aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven. Die Initiatoren zerfallen durch chemische (chemisch härtende Komposite) oder physikalische (lichthärtende Komposite) Aktivierung in energiereiche Moleküle, welche mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren. Die Reaktionsfreudigkeit der Initiatoren ist für die vollständige Aushärtung entscheidend. Um die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der organischen Matrix zu verbessern, werden ihr anorganische Füller zugesetzt. Somit soll die Druck- und Zugfestigkeit, das E-Modul und die Verschleißfestigkeit verbessert werden (86). Außerdem sollen die Polymerisationsschrumpfung, der lineare thermische Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme verringert werden. Als anorganische Füllstoffe werden Quarz, Keramik und Siliziumdioxid verwendet. Es existiert eine Klassifikation der Kompositmaterialien basierend auf der Art und Größe der verwendeten Füllkörper (Makrofüllerkomposit, Mikrofüllerkomposit, Hybridkomposit, fließfähige Komposite) (139). Die Silanisierung von Füllstoffen ist ein wichtiger Faktor für den Verbund zur organischen Matrix. Dabei kommt es zu einer Hydrophobierung des Füllstoffes und anschließend zu einer Polymerisation der Monomere mit dem Säurerest des Silans. Durch die Einbindung des Füllstoffs in die Matrix werden die mechanischen Werte (Biegefestigkeit, Druckfestigkeit, Vickershärte) erhöht. Dennoch ist der Verbund zwischen Füllkörper und Matrix weiterhin eine Schwachstelle aller Kompositmaterialien.

Für plastische Restaurationen der Klassen I, II, III, IV, V werden heute Feinpartikelhybridkomposite verwendet. Die marginale Adaptation und die Volumenbeständigkeit, das ästhetische Erscheinungsbild, die Röntgenopazität, Abriebfestigkeit, Frakturfestigkeit und die Verarbeitbarkeit

sprechen für den Einsatz dieser Kompositgruppe (70), (98), (161). Dennoch sind Komposite nicht so verschleißfest wie Amalgam, schrumpfen während der Polymerisation und haben hohe Wärmeausdehnungskoeffizienten. Deswegen eigneten sie sich früher primär als Füllungsmaterial für Frontzahnkavitäten. Durch die ständig andauernde Materialverbesserung finden Komposite heute auch im Seitenzahnbereich Anwendung. Sie sind indiziert bei kleinen und mittelgroßen Klasse I, II, III und IV-Kavitäten, jedoch nur, wenn eine Trockenlegung über den gesamten Behandlungszeitraum gewährleistet ist. Zudem finden sie bei Klasse-V-Kavitäten und bei Patienten mit Allergien gegen Metalllegierungen Anwendung. Im Abrasionsgebiss ist die Anwendung von Komposit für Klasse-I- und II-Kavitäten in der Regel nicht indiziert, hier müssen auch im Rahmen einer Bisshebung evtl. Teilkronen angefertigt werden. Kompositfüllungen werden mit Hilfe der Adhäsivtechnik retentiv am Schmelz verankert.

Bei der Verarbeitung des Komposits ist darauf zu achten, dass kein Blut, Speichel oder Sulkusfluid in die Kavität gelangt, es wird deshalb das Anlegen von Kofferdamm empfohlen. Unter Kompositfüllungen werden heute nur noch selten Unterfüllungen gelegt, da man mit Dentinhaftvermittlern das Dentin ausreichend abdichten kann. Bei sehr tiefen Kavitäten empfiehlt es sich weiterhin eine Unterfüllung einzubringen, weil somit weniger Kompositmaterial in die Kavität eingebracht werden muss und die Polymerisationsschrumpfung minimiert wird. Die Herausforderung der Kompositretention besteht darin, über einen Haftvermittler (Adhäsivsystem) ein hydrophobes Material (Komposit) an einem hydrophilen Substrat (Dentin) zu verankern. Ein modernes Adhäsivsystem besteht aus einem Konditionierer (Säure), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel) und einem Adhäsiv (verschiedene Monomere). Nach Auftragen der Phosphorsäure kommt es zur Demineralisation des oberflächlichen Dentins und zur Freilegung von Kollagen. Das Kollagen ist aufgerichtet, solange Feuchtigkeit vorhanden ist. Anschließend wird ein Primer mit einem hydrophilen Monomer eingebracht, der in das Kollagen und das feuchte Dentin einsickert. Der Primer bereitet das Dentin somit auf die Aufnahme eines Dentinadhäsivs vor, welches danach aufgetragen wird. Durch Lichthärtung wird das gesamte System stabilisiert. Es entsteht eine Hybridschicht aus Kollagen, Primer und Adhäsiv (86).

3.13.1.5 Aufbaufüllung

Nach der Exkavation kariöser Zahnhartsubstanz und nach Entfernung alter Restaurationen resultieren oft mehr oder weniger große, häufig unter sich gehende Defekte. Diese Defekte werden vor der Präparation für die Aufnahme von Einlagefüllungen und Kronen mit einer Aufbaufüllung versorgt. Die Anfertigung einer Aufbaufüllung ist indiziert, um eine ideale Präparationsform zu erzielen, die Abformung zu erleichtern und die Retention der gefertigten Restauration zu verbessern.

Bei kleinen bukkalen, oralen oder okklusalen Defekten unter Erhalt des größeren Teils der Zahnhartsubstanz können Zemente, Kompomer und Komposite verwendet werden. Bei großen okklusalen Defekten und mehrflächigen Kavitäten unter Einbeziehung der Approximalflächen können Stabilität und Retention nur mit einem chemisch härtenden Kompositmaterial unter Benutzung eines Dentinadhäsivs garantiert werden. Dieses kann kurz nach dem Aushärten endgültig beschliffen werden.

Zu beachten gilt, dass alle Ränder der definitiven Einlagefüllung nach erfolgter Präparation im Bereich der gesunden Zahnhartsubstanz liegen müssen und nicht in der Aufbaufüllung enden dürfen (124).

3.13.2 Indirekte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten

Indirekte Restaurationen sind Einlagefüllungen, die in einer Kavität mit Zement konventionell fixiert (Goldrestauration) oder adhäsiv befestigt werden können (Gold und Keramik). Sie werden indirekt im zahntechnischen Labor hergestellt. Für zahnfarbene Restaurationen gibt es zusätzlich semidirekte Verfahren (Cerec). Die Herstellung von Einlagerrestaurationen ist aufwändig und daher teurer als die direkte plastische Füllung.

Indikation für Einlagefüllungen sind mittelgroße bis große Klasse-I- und II-Kavitäten, vor allem dann, wenn die Ausdehnung des approximalen Defektes zervikal der Schmelz-Zement-Grenze liegt und die gingivale Stufe schlecht zugänglich ist, so dass eine sichere Matrizentechnik bei plastischen Füllungsmaterialien nicht mehr möglich ist. Indirekte Restaurationen sind auch dann indiziert, wenn mit plastischen Füllungsmaterialien kein ausreichender Approximalkontakt hergestellt werden kann und Höckerstrukturen ersetzt werden müssen. Da Okklusionskorrekturen mit dieser Methode sehr gut umgesetzt werden können, sind Gold- oder Keramikrestaurationen auch im Rahmen von funktionstherapeutischen Maßnahmen indiziert. Bei wurzelbehandelten Zähnen können Teilkronen oder Kronen die erhöhte Frakturanfälligkeit bei großen mehrflächigen Kavitäten minimieren.

Voraussetzung einer indirekten Restauration sind optimale Mundhygiene, eine geringe momentane Kariesaktivität und parodontale Gesundheit. Auch bei Allergien gegen plastische Füllmaterialien finden Einlagerrestaurationen Anwendung (86).

3.13.2.1 Goldeinlagefüllung

Für die Herstellung von Metall-Einlagefüllungen werden üblicherweise Goldlegierungen verwendet. Gold zählt zu den Edelmetallen. Eine Goldlegierung ist eine Mischung aus Gold und anderen Metallen. Man unterscheidet hochgoldhaltig (≥ 70 m% Au), goldreduziert (mind. 50 m% Au) und goldarm (nicht aufbrennfähige Goldlegierungen mit einem Edelmetallgehalt unter 60 m%) (139). Bei

den preiswerteren goldreduzierten Legierungen kann es unter Umständen zu Allergien kommen, da diese weniger edle Metalle beinhalten. Unlegiert ist Gold weich und Säuren gegenüber beständig. Früher wurde die Reinheit von Gold in Karat angegeben, inzwischen verwendet man Promille-Angaben. Goldlegierungen mit Anteilen von Zink, Indium, Zinn, Cadmium oder Gallium senken die Schmelztemperaturen und die Oberflächenspannung der Schmelze. Platin, Kupfer und Nickel erhöhen die Härte der Legierung. Silizium verhindert die Oberflächenoxidation. Durch seine Korrosionsbeständigkeit und Duktilität ist Gold ein häufig verwendeter Werkstoff in der Zahnheilkunde (54).

Eine laborgefertigte Goldeinlagefüllung stellt eine bewährte Alternative zur Amalgamfüllung von Zahnhartsubstanzdefekten im Seitenzahnggebiet dar. Bei der Präparation wird eine Kavität angestrebt, deren Wände leicht konisch ($3-6^\circ$) sind (86). Die Breite der Kavität darf bei Klasse-II-Kavitäten bzw. bei Klasse-I-Kavitäten nicht mehr als ein Drittel bzw. nicht mehr als die Hälfte des bukkolingualen Höckerabstandes betragen. Ansonsten kann es, aufgrund von Keilwirkungen des Inlays, zu Frakturen der Zahnhartsubstanz kommen. Approximal sollte ein Federrand präpariert werden, um später einen möglichst dichten Randschluss zu ermöglichen, okklusal sollte aufgrund der Kaubelastung auf den Federrand verzichtet werden.

Die guten Materialeigenschaften der Goldlegierungen, wie ein dem Zahnschmelz ähnliches Abrasionsverhalten, die Duktilität und Korrosionsbeständigkeit ermöglichen bei passgenauer Fertigung mit einem Randspalt unter $50\ \mu\text{m}$ (138) eine langfristige Versorgung von Klasse-I- und II-Kavitäten. Trotz der guten Materialeigenschaften sowie der langjährigen klinischen Erfahrung wünschen sich dennoch viele Patienten zahnfarbene Alternativen.

3.13.2.2 Keramikeinlagefüllung

Die Keramik entwickelte sich aus dem Porzellan. Die Dentalkeramik ist ein anorganischer, nichtmetallischer und schwer wasserlöslicher Werkstoff, der sowohl kristalline als auch nichtkristalline Anteile aufweist und durch einen thermozyklischen Sintervorgang verfestigt wird (33). Das Material besteht aus einem Gemisch von Feldspat - ein gesteinsbildendes Mineral, welches die Formstabilität und Kantenfestigkeit der Restauration sichert -, Quarz - ein Siliziumdioxid, welches zu einer Festigkeitssteigerung, Transparenzerhöhung und zu einer geringeren thermischen Schrumpfung der Keramik führt - und Kaolin - ein Alumosilikat, welches der Keramik die Formbeständigkeit und Opazität gibt (139). Der Mindestgehalt an kristallinen Strukturen, die in eine amorphe Glasmatrix eingelagert sind, beträgt 30 %. Bezüglich der Zusammensetzung, Struktur und Verarbeitung besitzt die Dentalkeramik eine Stellung zwischen Keramik und Glas, wobei sie

entsprechend ihrer physikalischen Eigenschaften den Gläsern näher steht als der industriellen Keramik.

Dentalkeramiken werden entsprechend ihrer Zusammensetzung in drei Hauptgruppen unterteilt. Die erste Gruppe beinhaltet die Feldspatkeramik (Silikatkeramik). Die Oxid- bzw. die Infiltrationskeramik bilden die zweite bzw. dritte Gruppe der Keramiken. Hauptbestandteil der Feldspat- bzw. Silikatkeramik ist eine amorphe Glasphase, die Oxidzusätze aufweist. Sie besitzt eine ausgeprägte Porenstruktur. Die Kristallphase verstärkter Glaskeramiken kann durch Leuzit (132) gebildet werden, durch deren gezielte Einlagerung die Bruchanfälligkeit der Silikatkeramiken gesenkt wird. Silikatkeramiken erfüllen hohe ästhetische Ansprüche. Oxidkeramiken basieren auf einfachen Oxiden der Metalle, wie z.B. Al_2O_3 , ZrO_2 oder TiO_2 , oder auf komplexen Oxiden wie Spinellen. Sie weisen eine Dominanz der kristallinen Phase auf oder sind rein kristallin. Der amorphe Glasphasenanteil ist vernachlässigbar gering. Die hochfesten Oxidkeramiken sind für Gerüste (Brücken, Kronen) geeignet (120).

Für die Herstellung der in dieser Dissertation beschriebenen Keramikinlays werden verschiedene Systeme verwendet:

a) Additive Formgebung (modellierend, aufbauend)

Sinterkeramik (176), (109)

Zur Herstellung eines Sinterkeramikinlays werden von einem Abdruck der Kavität ein Meistermodell und ein Dubliermodell aus feuerfesten Stümpfen hergestellt, die in ihrer Expansion der Keramikmasse angepasst sind. Die Keramik wird schichtweise aufgetragen und gebrannt, um die Sinterschrumpfung zu minimieren und um dem Inlay ein natürliches Aussehen zu geben (Dentin/Schmelz, dunklere Fissuren usw.; zu diesem Zweck gibt es die Keramik in den üblichen Referenzfarben). Ist das Inlay fertig gestellt, wird die Stumpfmasse abgestrahlt und das Inlay auf dem Meistermodell ausgearbeitet und eingeschliffen. Vorteile sind die gute Primärpassung, die individuelle Kauflächengestaltung und die gute ästhetische Gestaltungsmöglichkeit. Außerdem werden keine speziellen Geräte benötigt. Nachteile sind die aufwendige, technik- und erfahrungssensitive Verarbeitung und die große Anfälligkeit für Lunker und Porositäten.

Gepresste Glaskeramik (109), (204)

Zur Herstellung des Inlays wird dieses wie beim Metallinlay - mit organischem Wachs - aufgewachst. Mit dieser Wachstform wird eine Negativform in einer Muffel mit Einbettmasse hergestellt. Diese wird unter Druck mit der zähflüssigen Keramikmasse gefüllt (Pressvorgang). Die Farbgebung erfolgt durch Keramikmalen. Vorteile dieser Methode sind die primäre Passgenauigkeit, die individuelle Kauflächengestaltung, die funktionelle Gestaltung im Artikulator, eine homogene, lunkerfreie Keramik und die gute Farbanpassung durch den Chamäleoneffekt. Nachteile sind die aufwendige Verarbeitungsform und das Abtragen der Farbe beim Einschleifen.

b) Subtraktive Formgebung (abtragend), d. h. industriell vorgefertigte Keramikblöcke, aus denen Restaurationen geschliffen werden.

Zur Herstellung von Keramikinlays kommen derzeit das Cerec-Verfahren sowie das Kopierschleifverfahren Celay zum Einsatz.

Cerec (139):

Seit der Einführung vor ca. 10 Jahren führen ständige Weiterentwicklungen der Software und der Aufnahmetechnik dazu, dass das Cerec-Verfahren das am besten untersuchte CAD/CAM-Verfahren zu Herstellung von Keramikinlays ist. Unverändert ist das Herstellungsprinzip: Nach Fertigstellung der Kavität wird diese trockengelegt und durch ein weißes Pulver, welches den zur Vermessung eingesetzten Laserstrahl von der Zahnoberfläche reflektieren lässt und somit die Zahnform dreidimensional berechnet werden kann, zur optischen Aufnahme vorbereitet. Ein Bissregistrator legt die okklusale Kontaktpunktgestaltung fest.

Nachdem am Bildschirm die Präparationsgrenze durch den Behandler festgelegt wurde, berechnet der Computer die Inlayform und gibt diese Daten an eine mikroprozessorgesteuerte Schleifmaschine weiter, die dann das Inlay innerhalb von wenigen Minuten aus einem vorgefertigten Keramikblock herausschleift. Anschließend kann durch Aufbringung von Malfarbe und Glanzbrand die Ästhetik noch verbessert werden. Vorteile dieses chair-side Verfahrens, sind zum einen, dass Präparation und Eingliederung der Restauration in einer Sitzung erfolgen und dass keine Abformung erforderlich ist. Zum anderen erreicht der vorgefertigte Keramikblock eine höhere Güte als die additiven Verfahren. Nachteilig sind die aufwändigere Präparation, da sie den Anforderungen des CAD/CAM-Systems angepasst werden muss und die hohen Investitionskosten.

Keramikinlays sind zahnfarbene Einlagefüllungen (91) für mittelgroße bis große Black-Klasse-I- und II-Kavitäten ohne und mit Höckerüberkupplung. Bei Teilrestaurationen und der Notwendigkeit der adhäsiven Befestigung ist darauf zu achten, dass eine Trockenlegung durch Kofferdamm möglich ist. Gegenüber konventionellen Füllungen und Teilkronen besteht der Vorteil der adhäsiven Befestigung im Schmelz darin, dass selbst dünne Höcker nicht zwingend überkuppelt werden müssen. Kontraindiziert sind flache Kavitäten, keine ausreichende Trockenlegung, Bruxismus oder der Verdacht auf parafunktionelle Okklusionsverhältnisse (120).

Die Keramik ist ein abrasionsfester Werkstoff, er hat lichtleitende, lichtbrechende sowie farbbeständige Eigenschaften und ermöglicht somit einen unsichtbaren Übergang des Restaurationsrandes in die unbeschlossene Zahnhartsubstanz. Keramik ist chemisch inert, verhält sich neutral zu anderen Restaurationsmaterialien, geht nicht in Lösung und weist eine hohe Biokompatibilität auf. Desweiteren kennzeichnet die Keramik eine geringere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit im Vergleich zu Metallen. Keramik ist hochdruck-belastbar, aber empfindlich auf Zugspannung. Deswegen erfordert die Indikation für eine Keramikrestauration und die Präparation

eine sorgfältige Prüfung. Die geringere Bruchfestigkeit der Keramik kann durch die adhäsive Befestigung am Zahn kompensiert werden (166).

Der Vorteil von industriell vorgefertigten, standardisierten Keramikrohlingen gegenüber manuell geschichteten Restaurationen liegt in der verbesserten Materialqualität und in der höheren Bruchfestigkeit.

Die Vorteile gegenüber der plastischen Kompositfüllung:

- besserer Randschluss
- bessere Approximalkontaktpunktgestaltung
- geringere thermische Volumenveränderungen der Füllung
- geringerer Eigenabrieb
- höhere okklusale Belastbarkeit
- langfristig bessere Ästhetik

Die Nachteile gegenüber der plastischen Kompositfüllung:

- höherer technischer Aufwand
- größerer Substanzabtrag
- höhere Kosten

Die Vorteile gegenüber der Goldeinlagefüllung:

- bessere Ästhetik
- Substanzschonung bei größeren Defekten durch die höckerstabilisierende Wirkung

Die Nachteile gegenüber der Goldeinlagefüllung:

- Indikation durch Grenzen der Adhäsivtechnik limitiert
- Möglichkeit von Ermüdungsfrakturen

Keramikinlays sind werkstoffbedingt sehr spröde. Die Frakturnrate von Keramikinlays, die mit konventionellen Zinkoxidphosphatzementen oder Glasionomorzementen eingesetzt wurden, war daher sehr hoch. Adhäsiv befestigte Keramikinlays sind dagegen wesentlich stärker belastbar (120). Die Präparation sieht eine Mindestschichtdicke von 1-1,5 mm im Bereich der Fissuren vor. Bei geschwächten Höckern kann man außerdem häufig auf eine Überkuppelung im Sinne einer Teilkrone verzichten, da - im Gegensatz zu den retentiv befestigten Gussfüllungen - geschwächte Höcker durch die Adhäsivtechnik stabilisiert werden können. Sollte es in Einzelfällen dennoch erforderlich sein, Höcker in die Präparation einzubeziehen, dann ist die Präparation einer horizontalen Auflage mit abgerundeter Innenkante der klassischen Überkuppelung mit Stufe vorzuziehen. Nach der Einprobe wird die Keramikoberfläche im Bereich der Klebefläche adhäsiv vorbehandelt. Dazu wird die Keramik

mit 5%-iger Flusssäure für 60 s geätzt. Die Flusssäure wird anschließend 60 s abgespritzt. Die geätzte Keramikoberfläche wird silanisiert, um neben dem mikromechanischen auch einen chemischen Verbund zum Befestigungskomposit zu gewährleisten (86). Durch das entstandene retentive Ätzmuster kann das Haftsilan sowohl mit dem Keramikinlay (hydrophiler Anteil) als auch mit dem Kompositkleber (hydrophober Anteil) eine Bindung eingehen, dies führt zu einer deutlichen Steigerung der Belastbarkeit der Restauration (66). Nach Vorbereitung der Einlagerrestauration werden der Zahnschmelz und das Dentin im selben Verfahren wie bei Kompositfüllungen konditioniert. Die Keramikinlays können mit rein lichthärtenden oder mit chemisch-lichthärtenden Befestigungskompositen eingesetzt werden. Für die rein lichthärtenden Materialien spricht, dass das Material aufgrund des fehlenden Mischvorganges homogen vorliegt, der Zeitpunkt der Polymerisation willkürlich bestimmt werden kann und das ganze Farbspektrum der Füllungskomposite zur Verfügung steht. Da die Photopolymerisation mit zunehmender Schichtdicke der Keramik immer schwieriger gewährleistet werden kann, ist die Anwendung dieser Befestigungskomposite auf dünne Keramikrestorationen limitiert. Für die dualhärtenden Materialien spricht vor allem die sichere Polymerisation auch bei massiveren Keramikrestorationen und dunkler Zahnfarbe, so dass die dualhärtenden Befestigungskomposite bevorzugt empfohlen werden (116).

Abschließend lässt sich zu der Art - direkt oder indirekt - der koronalen Versorgung festhalten: Der Zerstörungsgrad der anatomischen Krone, die zu erwartende Belastung und die prothetische Gesamtplanung müssen darüber entscheiden, welche definitive Restauration für einen endodontisch behandelten Zahn indiziert ist (160).

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

3.13.3 Biomechanische Untersuchungen

HANNIG et al. (79) 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 Thermozykling 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 und in der Gruppe mit Keramikinlays ohne Wurzelbehandlung wurden durchschnittliche Bruchlastwerte von 363,2 N beobachtet. Die Unterschiede zwischen den drei Versuchsgruppen waren statistisch nicht signifikant. In der Gruppe der endodontisch behandelten Zähnen wurden allerdings signifikant mehr gravierende

Frakturverläufe im Vergleich zur Kontrollgruppe beobachtet, der Unterschied zur Inlaygruppe ohne Wurzelkanalbehandlung war statistisch nicht signifikant.

In einem Artikel von BLEISE (19) wurden wurzelgefüllte UK-Molaren in Gruppe eins mit Zirkoniumdioxidstiften und mo-Kompositfüllungen versehen, in Gruppe zwei mit Zirkoniumdioxidstiften und mo-Keramikinlays und in Gruppe drei mit Titanstiften und mo-Metallteilkronen. Nach Thermozykling und Bestimmung der Bruchlast konnte festgestellt werden, dass die Bruchlasten der mit Kunststofffüllungen und Keramikinlays versorgten Gruppen statistisch signifikant kleiner waren als die der Metallteilkronen, jedoch oberhalb der in der Literatur beschriebenen maximalen Kaukräfte im Seitenzahngebiet lagen. Für die Variable „Stift“ wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden. Wurzelgefüllte Seitenzähne mit zweiflächigen Zahnhartsubstanzdefekten scheinen keine Stiftstabilisierung zu benötigen. Die Versorgung mit adhäsiven Restaurationen wie Kunststofffüllungen oder keramischen Inlays schützt solche Zähne ausreichend vor Frakturen. Auch bei einwurzeligen Zähnen hat sich gezeigt, dass auf einen Stift verzichtet werden kann, sofern signifikante Anteile der klinischen Krone erhalten bleiben.

3.13.4 Klinische Untersuchungen

In einer retrospektiven Studie von MANNOCCI et al. (134) wurde bei einem Nachuntersuchungszeitraum von drei Jahren bei Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad eine Gruppe von 60 Zähnen mit Karbonfaserstiften und direkten Kompositaufbauten versorgt. In einer zweiten Gruppe erhielten 57 Zähne Karbonfaserstifte, Kompositaufbauten und Metallkeramikkronen. Es wurden keine signifikanten Unterschiede der Misserfolgsrate zwischen beiden Gruppen bezüglich der klinisch respektive radiologisch erkennbaren Randspaltbildungen im zweiten und dritten 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.

NAGASIRI et al. (146) untersuchten 2005 in einer retrospektiven Studie die Überlebensrate von wurzelbehandelten Molaren ohne anschließende Überkronung. Hierzu wurden 220 endodontisch behandelte, bleibende Molaren unter folgenden Bedingungen in die Studie eingeschlossen: keine bestehende provisorische Kronenversorgung, keine bestehende Restauration mit Höckerüberkuppung, keine Stiftversorgung und keine parodontale Schädigung. Die Überlebensrate nach 1, 2 und 5 Jahren betrug 96, 88 und 36 %. Es wurde festgestellt, dass die Überlebensrate der nichtüberkronten Molaren umso höher war, je mehr Zahnhartsubstanz erhalten werden konnte. Molaren, die mit einer direkten Kompositfüllung versorgt wurden, hatten eine größere Überlebensrate als Zähne, die mit Amalgam oder Zement gefüllt wurden. Schlussfolgernd lässt die Studie erkennen, dass die Dimension der zu

erhaltenden Zahnhartsubstanz und die Art der Restauration einen Einfluss auf die Langlebigkeit von endodontisch behandelten Zähnen haben.

LYNCH et al. (131) erforschten 2004 den Einfluss von koronalen Restauraionsarten bei wurzelbehandelten Zähnen. 176 Zähne wurden untersucht, die Wurzelfüllung musste mindestens ein Jahr zurückliegen. Die Überlebensrate von endodontisch behandelten Zähnen war bei indirekten Restaurationen (91,7 %), Amalgamfüllungen (86,5 %) und Kompositrestaurationen (83,0 %) höher als mit provisorischer Versorgung (34,5 %). Die Überlebensrate von endodontisch behandelten Zähnen steht somit in direkter Verbindung mit einer sofortigen koronalen Versorgung.

In einer retrospektiven 10-Jahres-Studie von AQUILINO und CAPLAN (7) wurde 1987 bei 203 nicht überkronten, endodontisch behandelten Zähnen eine sechsmal so große Verlustrate im Vergleich zu überkronten Zähnen beobachtet. Grundlage für eine gute Langzeitprognose eines endodontisch behandelten Zahnes ist somit die Überkronung. Zu bedenken gilt bei dieser Studie allerdings, dass in dieser Zeit die Adhäsivtechnik nicht mit dem heutigen Stand verglichen werden konnte.

3.14 Stabilisierungseffekt der adhäsiven Restauration

In der Mundhöhle kann von einer maximalen Kaukraft von 140 N – 730 N ausgegangen werden (3), wobei im Falle von Bruxismus und Funktionsstörungen exzentrische Kaukräfte einwirken, welche die Belastbarkeit der Zähne erheblich reduzieren (178). Intakte Prämolaren halten Untersuchungen zufolge Kräften von ca. 800 N stand.

Durch Präparation einer mod-Kavität kommt es zur Schwächung der Restzahnhartsubstanz und zu einer Reduktion der Biegefestigkeit der Höcker (78). Unversorgte Prämolarenkavitäten sind bis zu einer Kraft von ca. 240 N belastbar. HOOD (93) erkannte 1991, dass nach Verlust der bucco-lingualen Schmelzverbindung der Höcker mit einem einseitig eingeklemmten Vierkantstab zu vergleichen ist. Die Auslenkung des Höckers erfolgt somit proportional zu der einwirkenden Kraft und zur dritten Potenz ihrer Länge (entspricht der Kavitäntiefe) und umgekehrt proportional zu dem Elastizitätsmodul, zur Breite und zur dritten Potenz der Dicke. Seit Einführung der Adhäsivtechnik wird eine Stabilisierung und eine nahezu Wiederherstellung der Biegefestigkeit der mit direkten oder indirekten adhäsiven Versorgungen restaurierten Zähne diskutiert. Um die Höckersteifigkeit und die Frakturfestigkeit restaurierter Zähne zu ermitteln, können verschiedene Testverfahren, mit oder ohne Zerstörung des Testzahnes, angewandt werden: Ein nondestruktives Verfahren ist die Ermittlung der Höckersteifigkeit über induktive Wegeaufnehmer, wobei die Zähne bis zu einer vorher festgelegten Maximalkraft belastet werden (208). Mit der 3D-Speckle-Interferometrie konnte die Verformung gefüllter Zähne unter Belastung dreidimensional dargestellt werden. Zur Bestimmung der Frakturfestigkeit wurden die restaurierten Zähne über eine Universalprüfmaschine bis zur Fraktur

belastet (24). Belastungspunkte waren die Zentralfissur und die beiden Höckerabhänge. Bei den Versuchen konnte belegt werden, dass durch eine adhäsive Versorgung die Höcker unter Kaubelastung weniger stark ausgelenkt werden und in diesem Sinne auch von einer „Höckerstabilisierung“ gesprochen werden kann. Verformungsversuche haben ergeben, dass das Ausmaß der Verformung vor allem von der Kavitätengröße, die Art der Verformung aber vor allem von der Restaurationsart abhängt. So verformt sich bei einer Kompositfüllung die Füllung selbst, während sich bei nicht adhäsiven Versorgungen und bei adhäsiven Inlays die Verformung auf den Zementspalt konzentriert, wobei bei adhäsiven Inlays dem Zement eine gewisse Pufferkapazität zugeschrieben wird. Eine Studie zeigte, dass bei sehr großen Keramikinlays eine progressiv fortschreitende Spaltbildung am dentinbegrenzten Randabschnitt zu verzeichnen war. Zähne mit adhäsiver Versorgung erreichten ihren „Urzustand“ vor der Verformung eher wieder, als Zähne mit nicht-adhäsiver Versorgung. Die Frakturanfälligkeit von Zähnen hängt hingegen von der Kavitätengröße und -tiefe ab: Je größer und tiefer die Kavität, umso fraktur anfälliger ist der Zahn (23). Auch die Restaurationsart beeinflusst die Frakturfestigkeit der Zähne: Bei der adhäsiven Restauration scheint vor allem das Bonding-Agens den stabilisierenden Effekt auszumachen (24). Selbst die Stabilität von Amalgam-versorgten Zähnen wurde durch Ätzen und Bonding erhöht (65).

3.15 Einfluss der Anzahl der Approximalkontakte auf die Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne

In einer Studie von CAPLAN et al. (27) wurde die Beziehung zwischen der Anzahl der Approximalkontakte und der Überlebensrate von endodontisch behandelten Zähnen untersucht. Ziel der Studie war es, die Hypothese zu belegen, dass zwei Approximalkontakte die Beständigkeit von endodontisch behandelten Zähnen optimieren.

Hierzu wurden Patienten, die zwischen dem 1. Juli 1985 und dem 31. Dezember 1987 an bleibenden Zähnen eine Wurzelbehandlung erfahren hatten, willkürlich ausgewählt. Nach Anwendung verschiedener Ausschlusskriterien (Revisionen, Zähne ohne permanente Restauration nach Wurzelfüllung, unzureichende Daten der Wurzelbehandlung, Brückenanker, Weisheitszähne) konnten schließlich 221 Zähne von 180 Patienten untersucht werden. Nachsorgezeitraum war von 1985 bis 1996.

Das Ergebnis dieser In-vivo-Studie war, dass Zähne mit ≤ 1 Approximalkontakt dreimal häufiger verloren gehen als Zähne mit 2 Approximalkontakten.

Zur genaueren Darstellung des Ergebnisses trägt folgende Tabelle bei:

Summe WKB-Zähne pro Proband	extrahierte WKB-Zähne während der Studie			
	0	1	2	Total
1	117	31	–	148
2	9	10	6	25
3	5	–	–	5
4	–	2	–	2
Total	131	43	6	180

Tab. 8: Anzahl der Patienten, Anzahl der eingeschlossenen WKB (wurzelkanalbehandelten) Zähne und Anzahl der extrahierten Zähne während der Studie.

148 (82 %) Probanden steuerten einen wurzelkanalbehandelten Zahn bei. Von den 148 Teilnehmern verloren 31 (21 %) den einen Zahn während der Nachsorge von 11 Jahren. Von den 32 anderen Teilnehmern, die mehr als einen wurzelkanalbehandelten Zahn zur Studie beisteuerten, verloren 18 (56 %) schließlich einen Zahn. Letztendlich wurden 55 (25 %) von den 221 Zähnen während der Nachsorge extrahiert.

Zur definitiven Sicherung der Ergebnisse wurden zehn Faktoren ausgewählt (HOSMER & LEMESHOW, 1989 (94)) und nach dem Kaplan-Meier-Test 5- und 10-Jahresstudien durchgeführt.

Erklärende Faktoren	N	Level	%	5-J-ÜR	10-J-ÜR
Anzahl Approximalkontakte	221	2	66	0.91	0.74
		1	28	0.79	0.47
		0	5	0.50	0.17
Überkronung	221	nach WF	57	0.94	0.72
		vor Eröffnung	23	0.84	0.67
		nie	20	0.61	0.34
Zahn-Typ	221	Schneidezahn	16	0.80	0.58
		Eckzahn	7	0.75	0.56
		Prämolar	33	0.93	0.67
		1. Molar	27	0.92	0.82
		2. Molar	16	0.69	0.33

Revision, WSR	221	Ja	13	0.86	0.78
		Nein	87	0.85	0.61
Klinik	221	endodontisch	68	0.87	0.63
		andere	32	0.83	0.63
Karies	221	Ja	38	0.81	0.45
		Nein	62	0.88	0.74
undichte WF (Hohlraum)	221	Ja	13	0.86	0.68
		Nein	87	0.85	0.62
Geschlecht	221	Mann	42	0.81	0.56
		Frau	58	0.89	0.69
Medikamente	221	Ja	15	0.82	0.65
		Nein	85	0.86	0.63
intrakoronale Restauration	221	Amalgam, Komposit	59	0.82	0.61
		geg. /präfab. Stift	41	0.91	0.67

Tab. 9: 5- und 10-Jahresstudie von Faktoren, die Voraussetzung für eine erfolgreiche Wurzelfüllung sind.

Auch hier konnte das von Caplan dargestellte Ergebnis bestätigt werden: Wurzelbehandelte Zähne mit mehr als einem Approximalkontakt haben bessere Überlebenschancen als Zähne mit weniger Kontaktpunkten. Interessant für die vorliegende Dissertation ist auch die Erkenntnis, dass Prämolaren eine höhere 5-Jahres-Überlebensrate (ÜR) als erste Molaren haben, jedoch bei der 10-Jahres-Überlebensrate deutlich schlechter abschneiden.

Eine weitere Studie, welche die Approximalkontaktanzahl untersuchte, konnte belegen, dass wurzelbehandelte Zähne nach Kontrolle des Kronenstatus, des Zahntyps und der Kariesaktivität mit keinem oder einem Kontaktpunkt fast 3,1 mal so häufig verloren gehen als wurzelbehandelte Zähne mit zwei Kontaktpunkten. Ebenso wurde hierbei deutlich, dass nicht überkronte Zähne häufiger verloren gehen als vor der Wurzelbehandlung überkronte Zähne, welche wiederum eine höhere Verlustrate aufweisen als Zähne, die nach der Wurzelfüllung überkront werden. Außerdem gehen zweite Molaren und kariöse Zähne häufiger verloren.

Schlussfolgernd im Hinblick auf diese Studien lässt sich sagen, dass der Einfluss der Anzahl der Kontaktpunkte auf die Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne bei der Therapieplanung berücksichtigt werden sollte.

Erklärungen für diese Ergebnisse sind in folgenden Gründen zu suchen:

- 1) Angrenzende Zähne verteilen die okklusalen Kaukräfte auf einen größeren Bereich und reduzieren somit die Gefahr einer Zahnfraktur.
- 2) Soziale Bedingungen: Patienten mit zahnlosen Kieferabschnitten haben orale Erkrankungen, pflegen weniger gut ihr Gebiss oder/und haben finanzielle Einschränkungen, welche einen optimalen Zustand der Approximalkontaktsituation nicht zulassen.

Generell kann zusammengefasst festgehalten werden:

- 1) Wurzelbehandelte Zähne mit einem/keinem Approximalkontakt gehen dreimal häufiger verloren als Zähne mit zwei Approximalkontakten.
- 2) Neben der Anzahl der Approximalkontakten ist auch die Überkronung, der Zahntyp und die Beseitigung der Karies für die Langlebigkeit eminent wichtig.
- 3) Die Empfehlung für/gegen die Erhaltung eines Zahnes muss von Fall zu Fall entschieden werden. Außerdem sollte die prothetische Wertigkeit und die Bedeutung als Retentionsanker mit in die Entscheidung einbezogen werden.

Bezugnehmend auf die Gestaltung von Approximalkontaktpunkten, zeigen verschiedene Studien folgende Ergebnisse:

Untersuchungen von LOOMANS et al. (129) zur Festigkeit von Approximalkontakten bei Gebrauch von mo-Kompositrestaurationen zeigten, dass Teilmatrizen mit Separiererringen im Vergleich zu Tofflemire-Matrizen, die den Zahn zirkulär umgeben, einen stärkeren Kontaktpunkt hervorbringen. Gemessen wurde der Kontakt mit einer speziellen Messeinheit (Tooth Pressure Meter). Zu empfehlen ist daher der Gebrauch von Teilmatrizen mit Separiererring.

Bei einer anderen Studie von LOOMANS et al. (128) wurden die Approximalkontakte vor, direkt nach und 6 Monate nach einer neuen Restauration gemessen. Zum einen konnte hierbei festgestellt werden, dass die Kontaktpunkte, die nach der Restauration stärker als vorher waren, nach 6 Monaten an Festigkeit verlieren, aber fester als vor der neuen Versorgung blieben.

Zum anderen veränderten die Kontaktpunkte, die nach der Restauration schwächer als vorher waren, ihre Festigkeit nach 6 Monaten.

OH SH et al. (154) untersuchten die Beziehung zwischen okklusalen Kontakten und der Festigkeit der approximalen Kontakte. In die Auswertung einbezogen wurde der Approximalkontakt zwischen dem zweiten Prämolare und dem ersten Molare. Statistische Analysen ergaben, dass eine Abhängigkeit von B-Typ-Kontakten und der Festigkeit von Approximalkontakten besteht. So wiesen die Kontaktpunkte von Prämolaren und Molaren, die keinen oder nur einen B-Typ-Kontakt hatten, eine geringere Stärke auf als diese mit B-Typ-Kontakten auf beiden Zähnen. Das Resultat bestätigt somit, dass okklusale Kontakte einen Einfluss auf den Approximalkontakt haben.

Die Studie von KLEIN et al. (115) untersuchte die Abhängigkeit von Kontaktpunktstärke zu unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. Verglichen wurden die Approximalkontaktstärken von 360 1. Molaren vor und nach einer mo-Restauration mit Amalgam sowie niedrig, mittel und hoch viskösen Hybridkompositen. Die Stärke wurde anhand einer universellen Test-Maschine bei Durchtreten des Kontaktpunktes mit Zahnseide ermittelt. Die Kräfte reichten von 1,32 N bei niedrig viskösem Komposit und 9,90 N bei Amalgam. Das mittel und hoch visköse Komposit zeigte keine signifikanten Unterschiede zu den unpräparierten Zähnen.

3.16 Formulierung der Hypothesen

Ziel der vorliegenden Studie war es zu prüfen, ob bei endodontisch behandelten Prämolaren mit Klasse-II-Zerstörungsgrad eine Versorgung mit einem indirekt angefertigten Inlay 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 eine Wurzelstiftversorgung einen verstärkenden oder aber schwächenden Effekt auf Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad ausübt.

Ebenfalls wurde die Anzahl der Approximalkontakte der einzelnen Prüfkörper hinsichtlich Bruchlast und Bruchmodus vor- und nachteilig untersucht.

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

Hypothesen:

1. Die Bruchlast endodontisch behandelter Prämolaren mittleren Zerstörungsgrads wird durch eine Inlayversorgung gegenüber der Restauration mit einer Kompositfüllung gesteigert.
2. Quarzfaserverstärkter Kunststoffstifte führen durch eine gleichmäßige Übertragung der Kräfte auf die Zahnhartsubstanz zu einem günstigeren Bruchverlauf.
3. Eine Stiftversorgung mit Quarzfaserstiften führt bei endodontisch behandelten, mittelgradig zerstörten Prämolaren zu einer signifikanten Erhöhung der Bruchlast im Vergleich zu einer alleinigen Füllungstherapie oder Inlayrestauration ohne Stiftversorgung.
4. Zwei Approximalkontakte führen zu einer größeren Kräfteverteilung auf die Nachbarzähne und somit zu einer höheren Bruchlast.
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

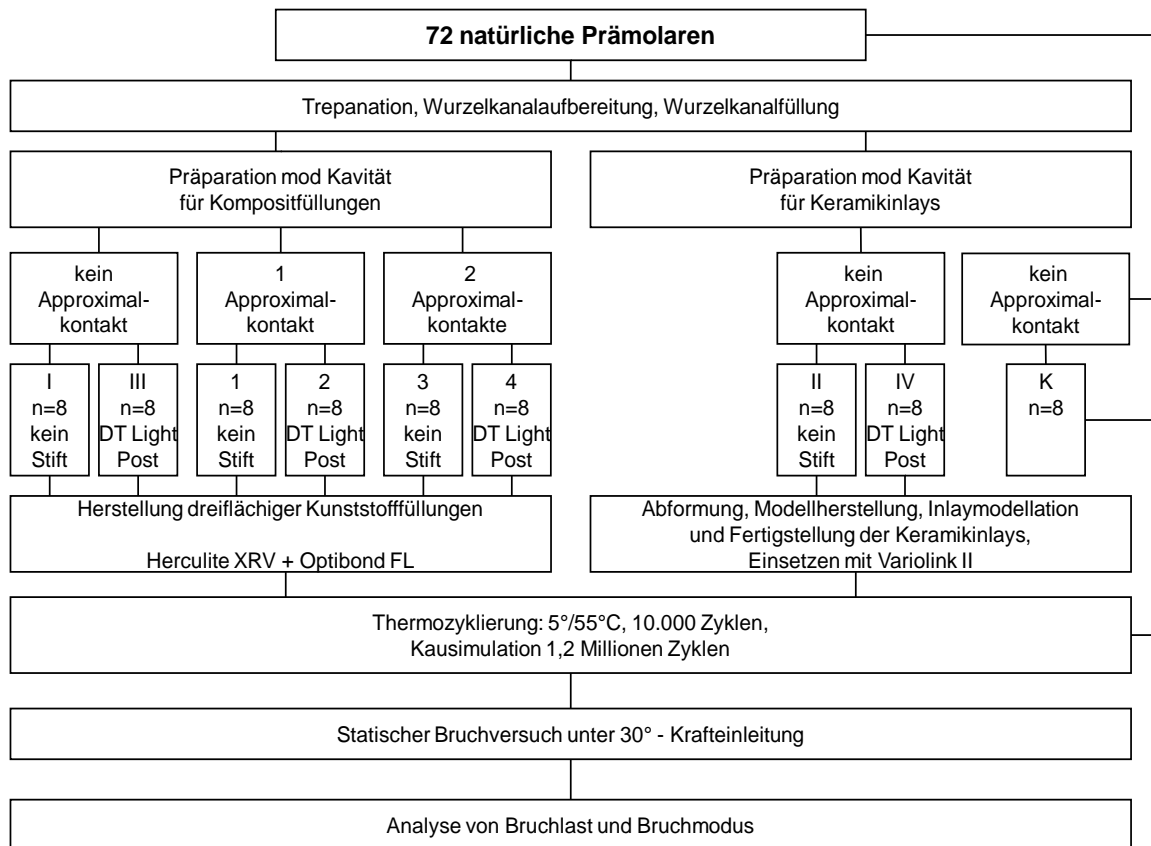


Abb. 3: Flussdiagramm des Versuchsdesigns.

4.2 Herstellung der Probekörper

4.2.1 Herstellung der Nachbarzähne

Zur Beurteilung der Bruchlast in Abhängigkeit der Approximalkontaktanzahl mussten Metallanaloga der Nachbarzähne 36 und 34 hergestellt werden. Dazu wurde entsprechenden Modell-Zähnen aus Kunststoff (frasaco-Zähne, frasaco GmbH, Tettan, D) eine Wurzel aus Wachs anmodelliert (Prämolaren mit einer, Molaren mit zwei Wurzelspitzen). Von diesen Zähnen wurden Hohlformen aus transparentem Kartuschensilikon (Norbert Wichnalek Dentallabor, Augsburg, D) hergestellt, die mit pressbarem Modellierwachs in Granulatform (Norbert Wichnalek Dentallabor, Augsburg, D) aufgefüllt wurden. Diese Wachs Zähne wurden schließlich angestiftet und aus einer Co-Cr-Mo-Legierung (Remanium GM 800 +, Dentaureum GmbH & Co. KG, Ispringen, D) bei 1510 °C Gießtemperatur in einer auf 960 °C vorgeheizten Muffel gegossen. Nach dem Guss erfolgte das Entfernen der Gusskanäle und die Politur der Zähne mit Gummipolierern (M+W Dental, Büdingen, D). Danach wurden die Metall-Zahnanaloga in Palapress Vario (Fa. Hereaus Kulzer GmbH, Hanau, D) verankert. Hierzu wurden je ein Prämolare und Molar zunächst dreimal in einen Anti-Rutsch-Lack (Wenco-Wenselaar GmbH, Hilden) getaucht und der Lack bis 1 mm unter die Schmelz-Zement-Grenze mit einem Skalpell gekürzt. Die Zähne wurden dann mit Hilfe einer Einbettungsform in Palapress Vario eingebettet. Zur vergleichbaren Vervielfältigung wurden Dublierformen (Adisil blau, Siladent, Dr. Böhme und Schöps GmbH, Goslar, D) angefertigt. Schließlich wurde im Kausimulator (Fa. Willytec, Gräfelfing, D) ein Testlauf mit 1,2 Mio. Zyklen durchgeführt. Dieser Versuch bestätigte die Stabilität der Wurzelform und die zur evtl. besseren Retention angedachte Variante mit einer Kugel anstatt einer Wurzelspitze wurde vernachlässigt.

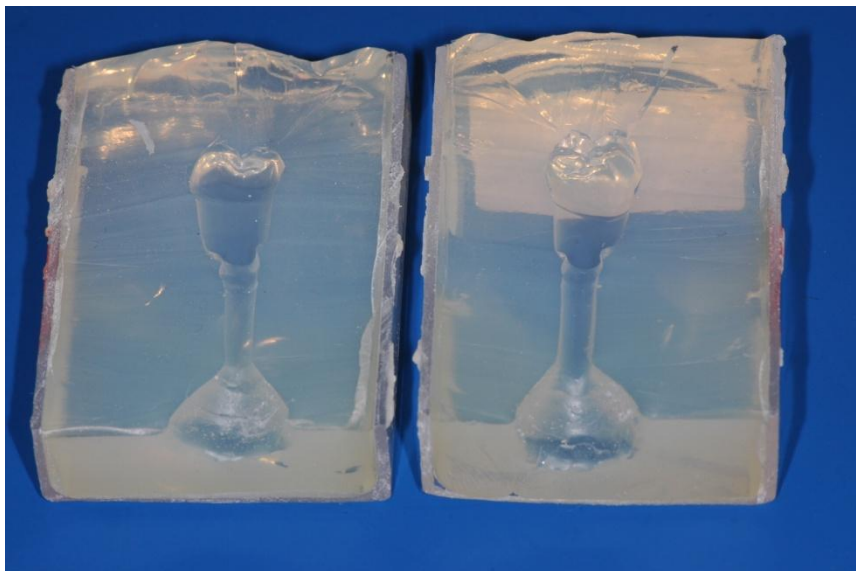


Abb. 4: Hohlform aus transparentem Kartuschensilikon.



Abb. 5: Molaren- und Prämolarenanalog aus einer Co-Cr-Mo-Legierung.

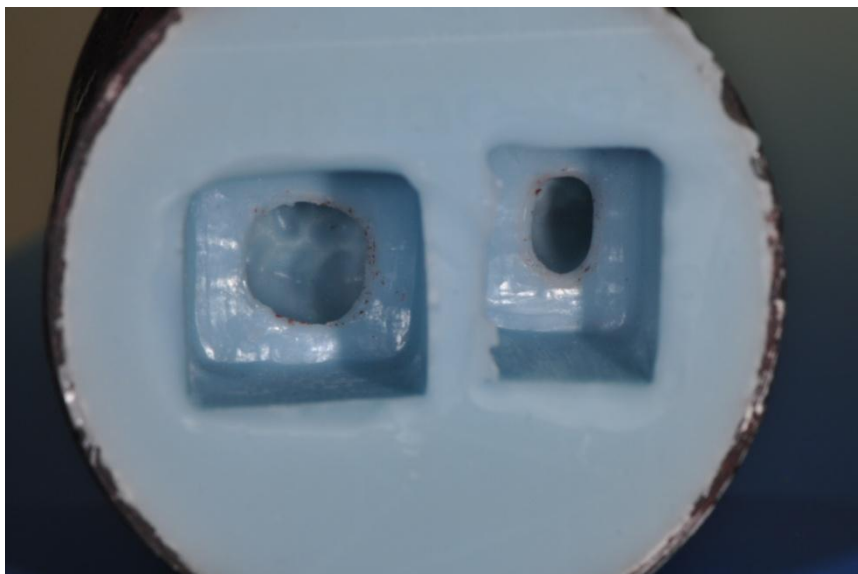


Abb. 6: Dublierform zur Vervielfältigung der Metallanaloge.

4.2.2 Vorversuche zur Bestimmung des Resilienzverhaltens

Zur Bestimmung des Resilienzverhaltens mit Anti-Rutsch-Lack (Wenco-Wenselaar GmbH, D-Hilden) wurden je ein Prämolaren- und Molarenanalog aus Co-Cr-Mo-Legierung in den Lack getaucht, zunächst mit zwei Schichtstärken, nach Ergebnissen an der Universalprüfmaschine mit drei Schichtstärken, da somit die beste Näherung an die physiologische Pfeilerresilienz erreicht werden konnte. Nach Auftragen einer Schicht musste eine Stunde gewartet werden, bis der Lack getrocknet war und der Prüfkörper ein weiteres Mal in den Lack getaucht werden konnte. Mit einem Skalpell wurde die koronale Begrenzung der Lackschicht 1 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze definiert. Dann wurde der Prüfkörper nach Markierung bis 2 mm unter die Schmelz-Zement-Grenze in ein Kaltpolymerisat (Palapress Vario, Fa. Hereaus Kulzer GmbH) eingebettet. Um zu gewährleisten, dass die Prüfkörper in die Halterungen des Kausimulators und der Universalprüfmaschine (Zwick, Ulm, D) eingespannt werden konnten, wurde eine passgenaue Einbettungsform genutzt, die die gewünschte Kantenlänge von 1,5 mm liefert. Danach wurden je acht Prämolaren und Molaren in der Universalprüfmaschine axial und horizontal mit 5 N belastet. Bei der horizontalen Belastung musste der Stempel sowohl den Prämolaren als auch den Molaren im Zentrum der Vestibulärfläche berühren. Bei der axialen Belastung musste der Stempel den Prämolaren im Zentrum der Okklusalfäche mit Tendenz zum lingualen Höcker, beim Molaren im Zentrum der Okklusalfäche treffen. Die Ergebnisse an der Universalprüfmaschine ergaben bei einem dreischichtigen Lacküberzug der Zähne und 5 N Belastung folgende, durchschnittliche Resilienzen:

Prämolaren:	n = 8	horizontal:	100 µm
	n = 8	axial:	30 µm
Molaren:	n = 8	horizontal:	60 µm
	n = 8	axial:	18 µm.

Nachfolgend sind Prüfergebnisse, Statistik und Seriengrafik für Prämolaren- und Molarenanaloge bei 5 N axialer bzw. horizontaler Belastung dargestellt:

Prüfergebnisse:

Nr	L ₀ mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
1	35,52	5,00	5,00	99,0
2	35,52	5,00	5,00	95,8
3	35,52	5,01	5,01	95,4
4	35,52	4,99	4,99	95,6
5	35,52	5,00	5,00	96,3
6	35,52	4,99	4,99	96,2
7	35,52	5,00	5,00	96,8
8	35,51	4,99	4,99	96,6
9	35,51	5,00	5,00	97,2
10	35,51	5,00	5,00	96,7

Statistik:

Serie n = 10	L ₀ mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
\bar{x}	35,52	5,00	5,00	96,6
s	0,00	0,00481	0,01	1,0
v	0,01	0,10	0,13	1,06

Seriengrafik:

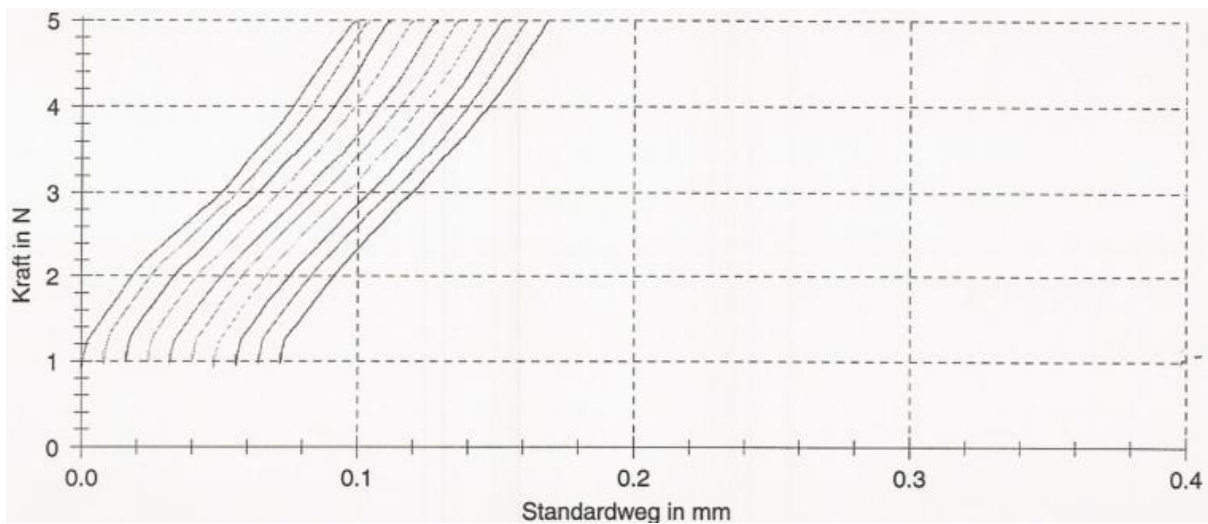


Abb. 7: Prüfergebnisse, Statistik und Seriengrafik der Prämolarenanaloga mit 5 N horizontal belastet.

Prüfergebnisse:

Nr	Lo mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
1	54,53	5,04	5,04	32,4
2	54,53	5,01	5,01	31,8
3	54,53	5,03	5,03	32,1
4	54,53	5,03	5,03	32,0
5	54,53	5,06	5,06	32,0
6	54,53	5,04	5,04	31,8
7	54,53	5,02	5,02	32,2
8	54,53	5,02	5,02	32,5
9	54,53	5,06	5,06	32,5
10	54,53	5,05	5,05	32,8

Statistik:

Serie n = 10	Lo mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
\bar{x}	54,53	5,03	5,04	32,2
s	0,00	0,0150	0,02	0,3
v	0,00	0,30	0,34	1,03

Seriengrafik:

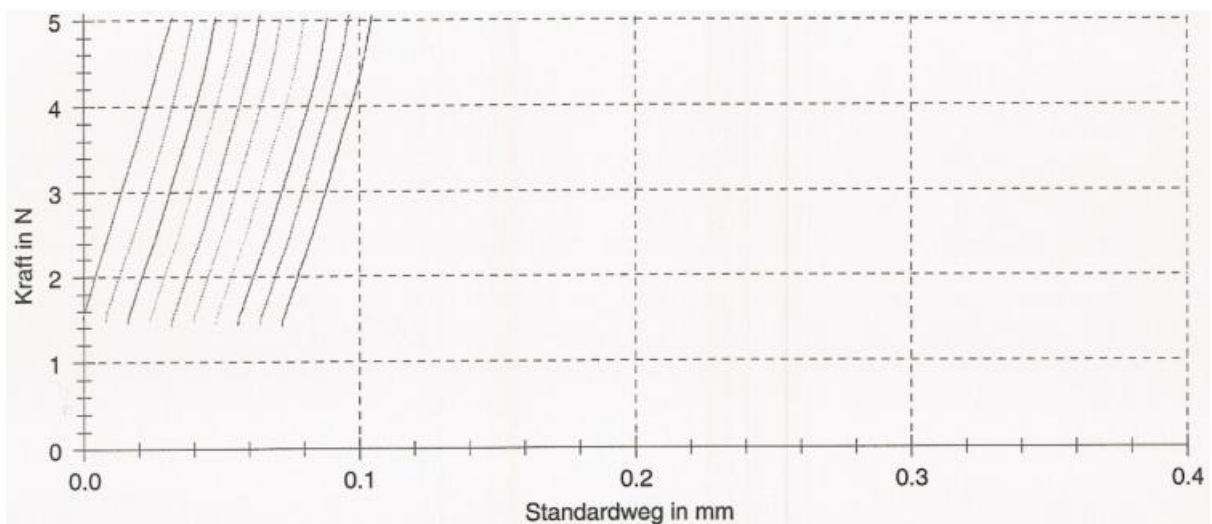


Abb. 8: Prüfergebnisse, Statistik und Seriengrafik der Prämolarenanaloga mit 5 N axial belastet.

Prüfergebnisse:

Nr	L ₀ mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
1	38,88	5,00	5,00	60,9
2	38,87	5,01	5,01	59,7
3	38,87	5,01	5,01	59,4
4	38,87	5,00	5,00	59,5
5	38,87	5,01	5,01	59,4
6	38,87	5,02	5,02	59,3
7	38,87	5,01	5,01	59,4
8	38,87	5,00	5,00	59,0
9	38,87	5,01	5,01	59,0
10	38,87	5,00	5,00	58,5

Statistik:

Serie n = 10	L ₀ mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
\bar{x}	38,87	5,01	5,01	59,4
s	0,00	0,00551	0,01	0,6
v	0,01	0,11	0,13	1,05

Seriengrafik:

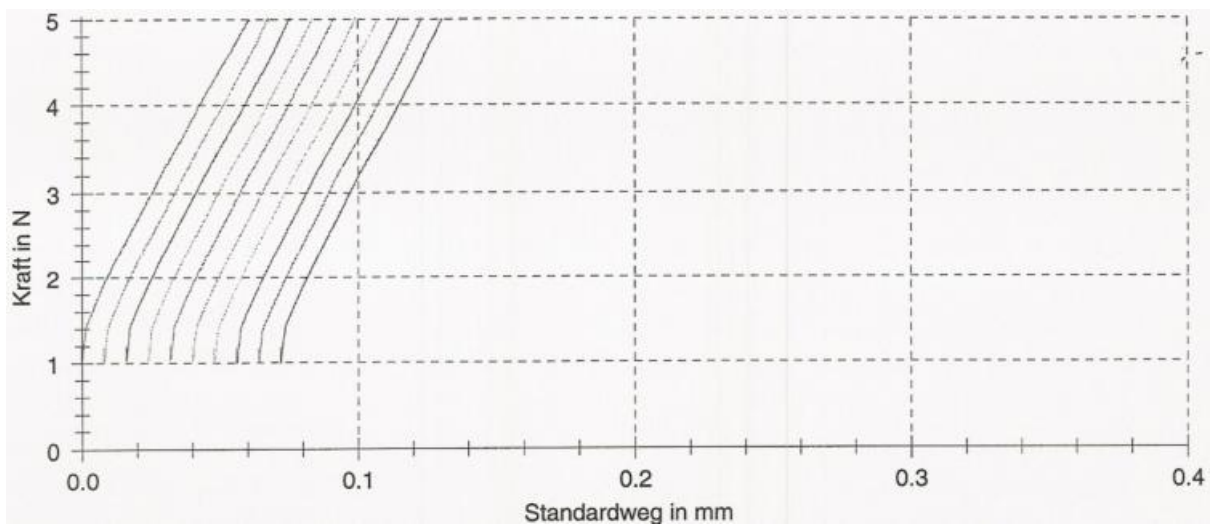


Abb. 9: Prüfergebnisse, Statistik und Seriengrafik der Molarenanalogia mit 5 N horizontal belastet.

Prüfergebnisse:

Nr	L ₀ mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
1	50,48	5,03	5,03	18,6
2	50,48	5,03	5,03	17,4
3	50,48	5,05	5,05	17,1
4	50,48	5,01	5,01	17,9
5	50,48	5,03	5,03	17,8
6	50,48	5,03	5,03	17,6
7	50,48	5,04	5,04	18,2
8	50,48	5,06	5,06	17,7
9	50,48	5,08	5,08	17,8
10	50,48	5,05	5,05	17,9

Statistik:

Serie n = 10	L ₀ mm	F _{max} N/mm ²	F _{max} N	dL bei F _{max} μm
\bar{x}	50,48	5,04	5,04	17,8
s	0,00	0,0209	0,02	0,4
v	0,00	0,41	0,39	2,31

Seriengrafik:

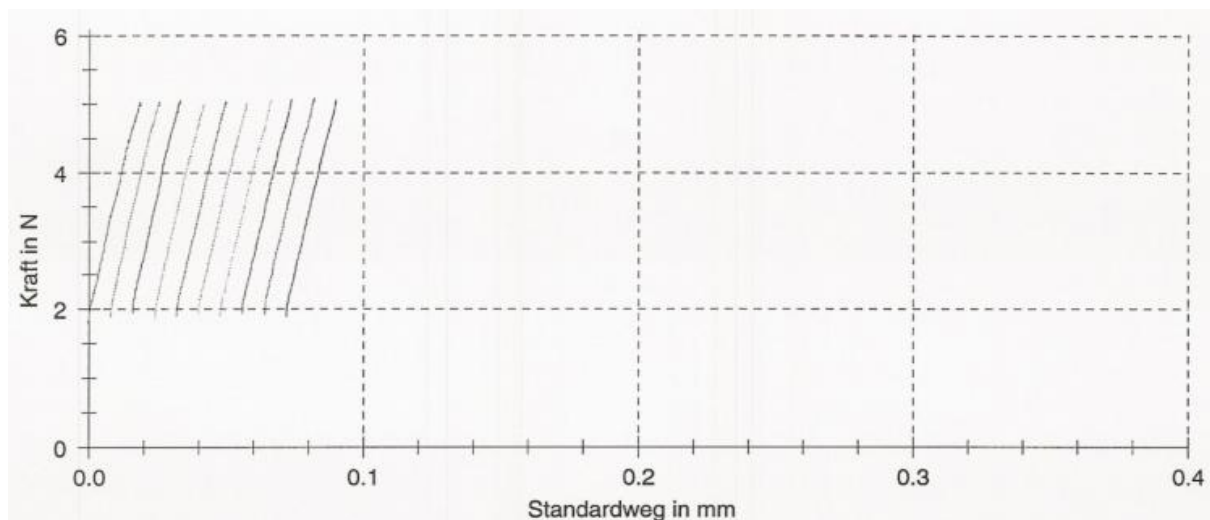


Abb. 10: Prüfergebnisse, Statistik und Seriengrafik der Molarenanaloge mit 5 N axial belastet.



Abb. 11: Molaren- und Prämolarenanalog mit simuliertem Parodontium (Anti-Rutsch-Lack).



Abb. 12: Fertiger Protokörper für die Ermittlung des Resilienzverhaltens der Molarenanaloge.



Abb. 13: Fertiger Protokörper für die Ermittlung des Resilienzverhaltens der Prämolarenanaloge.

4.2.3 Vorbereitung der natürlichen Zähne

Es wurden insgesamt 72 natürliche, kariesfreie und einwurzelige Prämolaren mit einem Wurzelkanal zur Prüfkörperherstellung ausgewählt. Über den gesamten Untersuchungszeitraum erfolgte die Lagerung in 0,1 %-iger Thymollösung. Zuerst wurde eine Einteilung der Prämolaren in drei Gruppen vorgenommen, die eine gleichmäßige Größenverteilung pro Gruppe festlegte. Ausschlaggebend hierfür waren die mesio-distalen und vestibulo-oralen Distanzen, gemessen jeweils an der Stelle des größten Durchmessers der Zahnkrone. Die mesio-distalen Distanzen lagen bei allen Prüfkörpern zwischen 7,0 und 7,5 mm. Die Einteilung der vestibulo-oralen Distanzen erfolgte in drei Gruppen: klein (7,5 – 8,0), mittel (8,5 – 9,0) und groß (9,5 – 10,0). Eine entsprechende Markierung wurde auf jedem Prüfkörper angebracht. Pro Prüfgruppe wurden jeweils zwei kleine, mittlere und große Prämolaren zugeteilt. Bei jeweils zwei Prämolaren erfolgte die Größenverteilung zufällig. Somit war eine möglichst gleichmäßige Größenverteilung durch alle Gruppen hinweg gewährleistet. Als nächster Schritt erfolgte die Reinigung der Wurzeloberfläche mit Scalern und Universalküretten (SH 6/7 und SL 2/3, Hu Friedy, Leimen, D). Danach wurde die Trepanation von 64 Prämolaren mit Diamantbohrern (6830 L 016; 6837 KR 014, Brasseler, Lemgo, D) und anschließend die manuelle Wurzelkanalaufbereitung mittels Headstroemfeilen der Größen 15 – 50 (VDW, München, D) vorgenommen. Apikal wurde bis ISO-Größe 35 aufbereitet, danach erfolgte ein koronaler step back bis ISO 50. Anschließend wurden die Wurzelkanäle mit dem Wurzelfüllmaterial Guttapercha (Roeko, Langenau, D) und dem Sealer AH plus (Dentsply De Try, Konstanz, D) unter Verwendung der lateralen Kondensationstechnik bis 1 mm unter dem Kanaleingang abgefüllt.

Acht Zähne blieben als Kontrollgruppe unbehandelt, entsprachen jedoch allen Einteilungskriterien der übrigen Prüfgruppen.

4.2.4 Einteilung der Prüfgruppen

Die Einteilung umfasste neun Gruppen (n = 8). Diese unterschieden sich bezüglich der Anzahl der Approximalkontakte, der postendodontischen intraradikulären und der koronalen Restauration. Die endodontische Vorbehandlung war bei den Gruppen I – IV und 1 – 4 identisch. Die Kontrollgruppe K bildeten acht unversehrte Prämolaren. In den Gruppen I, II, 1 und 3 erfolgte keine Stiftversorgung, die Gruppen III, IV, 2 und 4 erhielten Glasfaserstifte (DT Light Post SL, VDW GmbH, München, D).

Die Gruppen I, II, III, IV und K wurden bei fehlenden Approximalkontakten belastet, während die Gruppen 1 und 2 einen mesialen und die Gruppen 3 und 4 zwei Approximalkontakte aufwiesen. Die Gruppen I und III sowie 1, 2, 3 und 4 erhielten Kompositfüllungen (Herculite XRV, Kerr GmbH, Raststatt, D). Für die Gruppen II und IV wurden Keramikinlays (Empress Typ 2, class 1, Maltechnik, Ivoclar, Schaan/Liechtenstein) angefertigt.

Gruppen	I und III	II und IV	1 und 2	3 und 4	K
koronale Restauration	Komposit Herculite XRV	Presskeramik (Ivoclar)	Komposit Herculite XRV	Komposit Herculite XRV	∅
Präparationsdesign	mod	mod	mod	mod	unversehrt
Bonding	Optibond FL	Syntac Variolink II	Optibond FL	Optibond FL	∅

Tab. 10: Gruppeneinteilung 1.

Gruppen	I, II, 1, 3	III, IV, 2, 4	K
Stiftversorgung	keine	DT Light Post SL, VDW	unversehrt
Stiftlänge		1, 3, 4: 12 mm; 2: 11 mm	
Durchmesser Spitze		1,0 mm	
Durchmesser Ende		1,8 mm	
Farbkodierung		gelb	
Stiftform		zylindrisch	
Konuswinkel		Double-Taper 02/08	
Zementierung		Panavia F	

Tab. 11: Gruppeneinteilung 2.

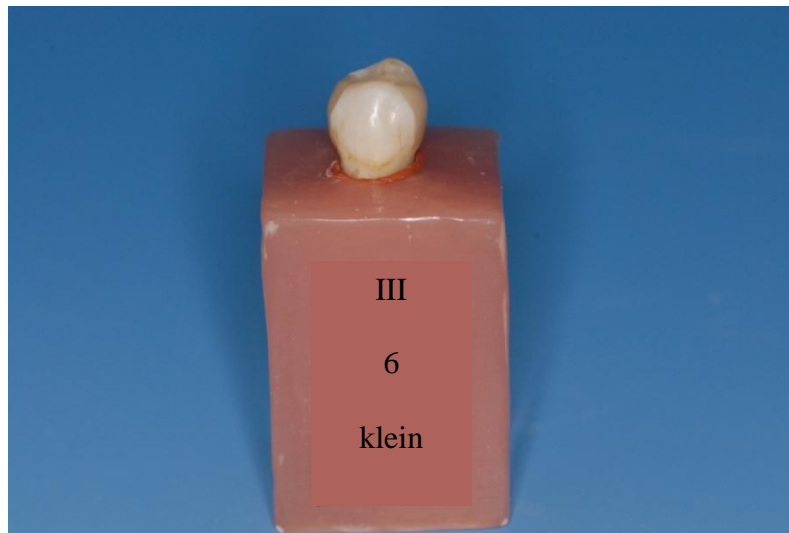


Abb. 14: Protokörper der Gruppe mit Kompositfüllung: Gruppe III, Prüfkörper 6, kleine Zahngröße.

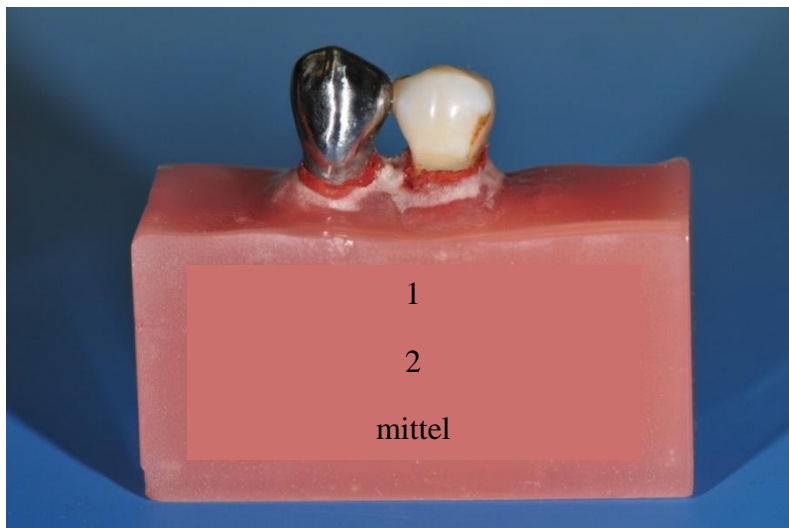


Abb. 15: Protokörper der Gruppe mit Kompositfüllung: Gruppe 1, Prüfkörper 2, mittlere Zahngröße.

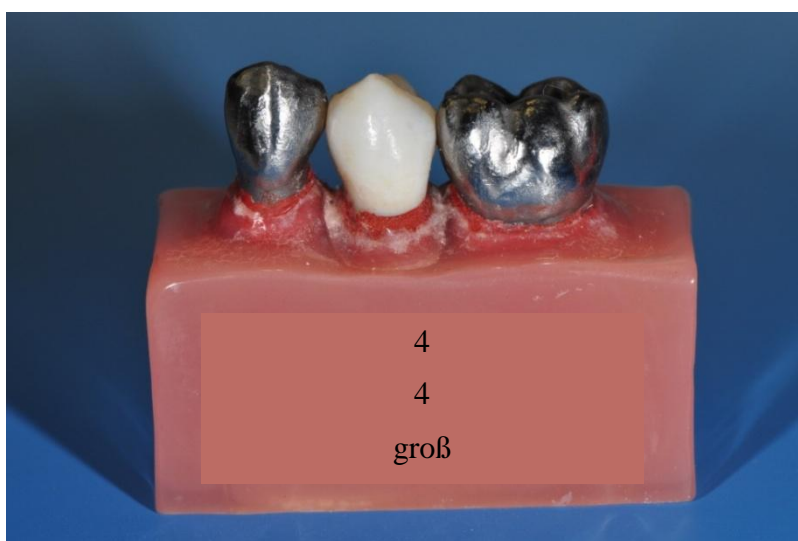


Abb. 16: Protokörper der Gruppe mit Kompositfüllung: Gruppe 4, Prüfkörper 4, große Zahngröße.

4.2.5 Einbettung der Zähne

Zunächst wurden alle Prämolaren dreimal in Anti-Rutsch-Lack getaucht, wobei nach jedem Tauchvorgang eine Stunde Trockenzeit eingeplant wurde. Danach wurde der Lack bis 1 mm unter die Schmelz-Zement-Grenze mit einem Skalpell gekürzt. Generell musste beim Einbetten darauf geachtet werden, dass die Probekörper in die spezielle Probenhalterung des Kausimulators und der Universalprüfmaschine eingespannt werden konnten. Deswegen wurden Einbettungsformen verwendet, welche eine Breite von 1,5 cm hatten. Die Einbettung der Prämolaren in den Gruppen ohne Nachbarzähne erfolgte mit der in Abb. 17 dargestellten Einbettungsform, die eine passgenaue, gleichzeitige Einbettung von acht Zähnen mit der gewünschten Sockel-Kantenlänge von 1,5 cm ermöglichte. Die Prämolaren wurden mit Klebewachs an den über Klammern befestigten Drähten, die wiederum an zwei zueinander parallelen Lotstangen befestigt waren, über der Hohlform festgewachst. So konnten acht Zähne gleichzeitig in Palapress Vario (Fa. Hereaus Kulzer GmbH, Hanau, D) bis 2 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze eingebettet werden. Nach zwanzig Minuten Polymerisationszeit bei 55 °C und 2,5 bar wurde die Einbettungsform dem Drucktopf entnommen und die eingebetteten Probekörper entformt.



Abb. 17: Prämolare mit künstlichem Parodontium.

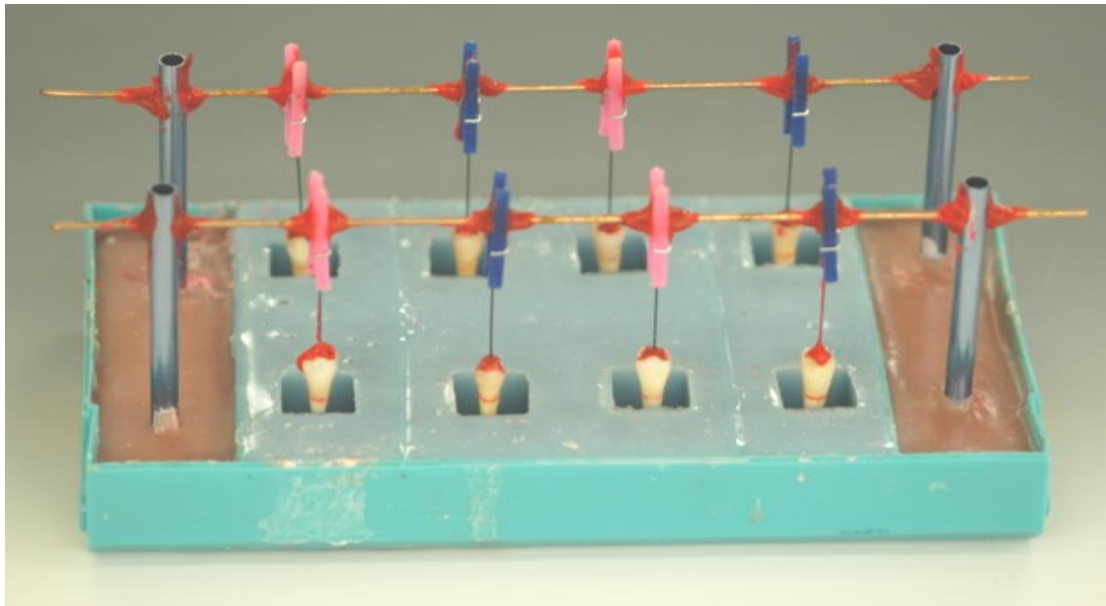


Abb. 18: Sockelformer für Prämolaren ohne Nachbarzähne (aus (152)).

Zur Herstellung der Probekörper mit Approximalkontakten wurde eine Teilabformung an einem Frasco-Unterkiefer durchgeführt, der eine Schaltlückensituation in regio 35 darstellte. Die Abformung erfolgte mit dem A-Silikon Honigum (DMG, Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, D). Danach wurde eine Wachsmanschette um die Abformung angebracht, die dafür sorgte, dass ein Sockel entstand, der die Einspannung in Kausimulator und Universalprüfmaschine ermöglichte. Das Ausgießen erfolgte mit Superhartgips. Dadurch entstand ein Modell, das die Probekörpersituation mit zwei Nachbarzähnen widerspiegelte. Die Kanten am Gipsmodell wurden geglättet und die Vertiefung zwischen 34 und 36, die später die Einbettung der Prämolaren ermöglichen sollte, eingefräst. Diese Modellsituation wurde mit Hilfe eines Halteringes aus Metall dubliert (Adisil blau, Siladent, Dr. Böhme und Schöps GmbH, Goslar, D). Somit konnte eine universelle Einbettungsform hergestellt werden, in die dann zuerst die Nachbarzähne aus Co-Cr-Mo-Legierung mit Palapress Vario eingebettet wurden und später die natürlichen Prämolaren mit selbigem Material eingefügt werden konnten. Um die Modellsituation mit nur einem Nachbarzahn -nämlich 34- herzustellen, wurde am Gipsmodell der Zahn 36 mit Hilfe eines Gipstrimmers entfernt. Alle folgenden Schritte entsprachen denen der Modellherstellung mit zwei Nachbarzähnen.



Abb. 19: Honigumabformung.



Abb. 20: Gipsmodell.

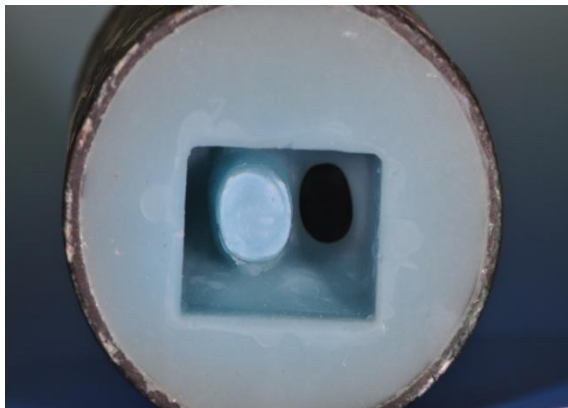


Abb. 21: Dublierform zur Herstellung d. Protokörper „Prämolar mit einem Approximalkontakt“.



Abb. 22: Dublierform zur Herstellung d. Protokörper „Prämolar mit zwei Approximalkontakten“.

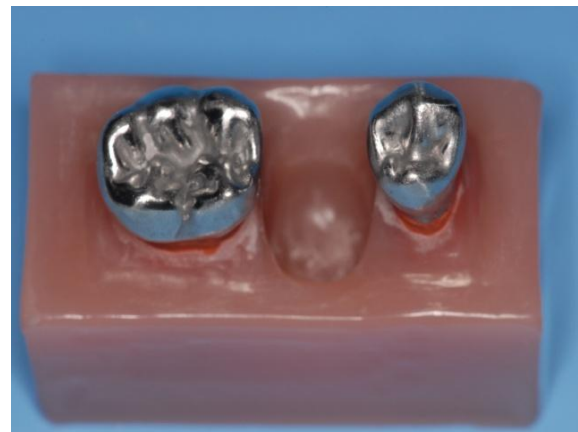
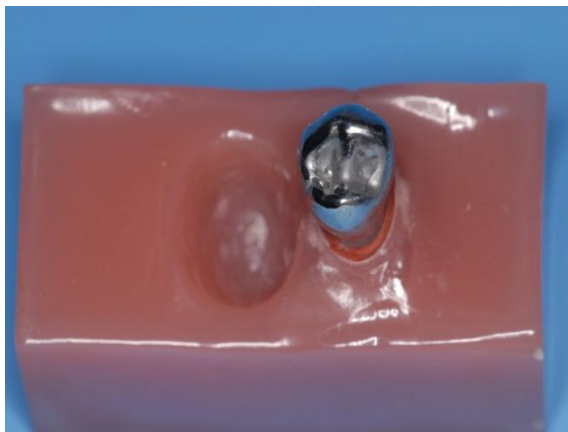


Abb. 23: Probekörper vor Einbettung des natürlichen Prämolaren, links mit einem, rechts mit zwei Approximalkontakten.

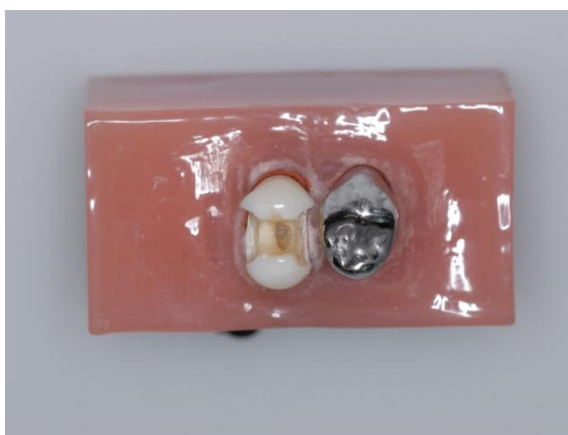


Abb. 24: Probekörper nach Einbettung des Prämolaren, links mit einem, rechts mit zwei Approximalkontakten.

4.2.6 Präparation der Kavität

Die Präparation der gesockelten Prämolaren wurde mittels eines Parallelfräsgerätes F3 (Degussa Dental AG, Hanau, D) unter ständiger Wasserkühlung durchgeführt.

Für alle Prüfgruppen wurden mod-Kavitäten präpariert. Die approximalen Kästen wurden mit 5° konischen Präparier- und Finierdiamanten 1 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze angelegt (Präparierdiamant 8845KR 021 und 8959KR 018, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co.KG, Lemgo, D). Deren Breite betrug 4 mm am Boden und 4,5 mm im koronalen Bereich, bei einer Tiefe von 1 mm. Der Konus-Winkel sollte 60 – 90° betragen. Der okklusale Kasten wurde 1,5 mm oberhalb des approximalen Kastens mit einer Breite von 2 mm am Boden und 3 mm im koronalen Bereich der Kavität angelegt.



Abb. 25: Schleifkörper zur Herstellung der mod-Präparationen.

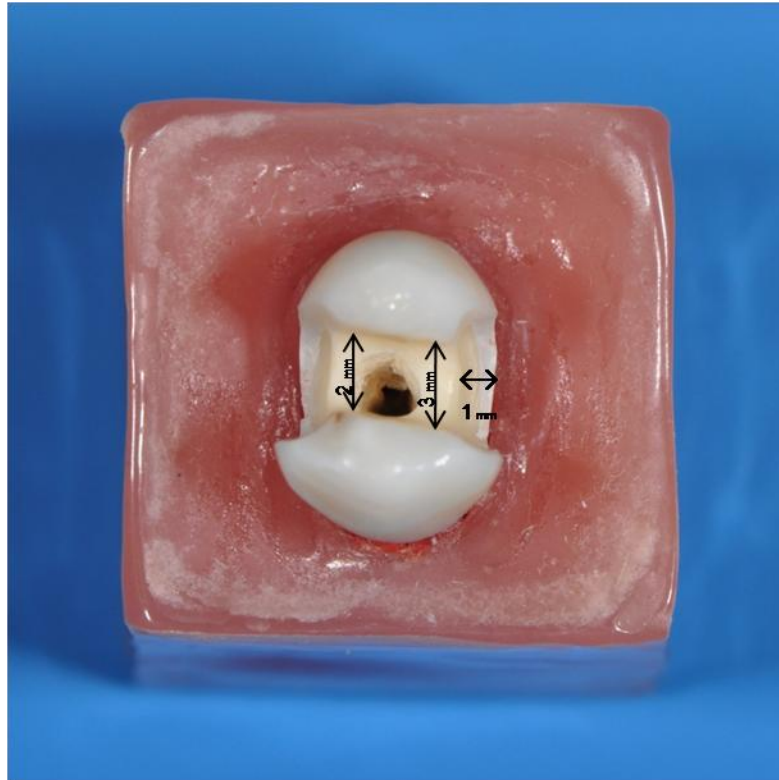


Abb. 26: Ansicht der Präparation von okklusal.

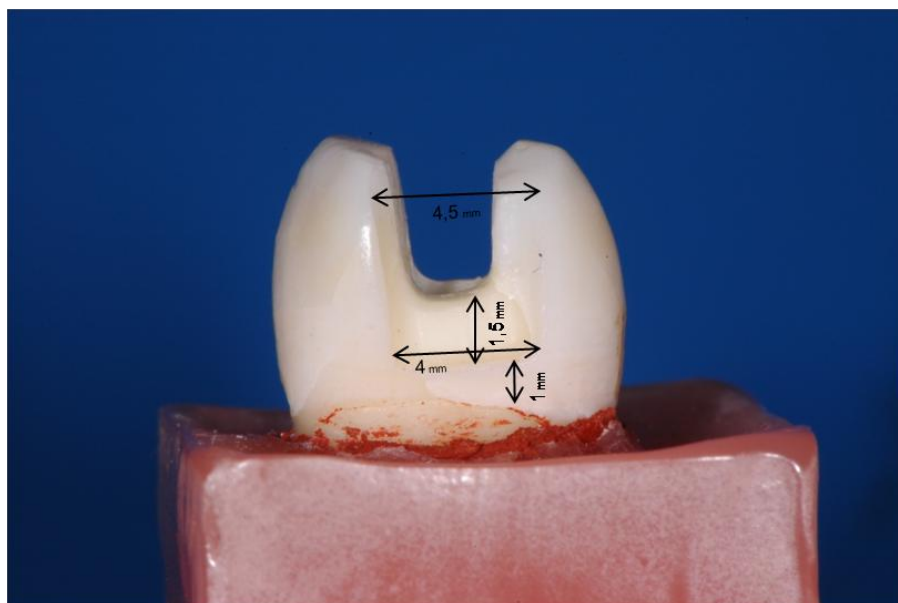


Abb. 27: Ansicht der Präparation von approximal.

4.2.7 Verwendetes Stiftsystem

Die Prämolaren der Gruppen III, IV, 2 und 4 wurden mit röntgenopaken, lichtleitenden Quarzfaserstiften vom Typ DT Light Post SL (VDW GmbH, München) versorgt. DT Light Post SL ist ein konfektionierter, konischer Wurzelstift aus quarzfaserverstärktem Komposit mit zwei Konizitäten. Die Quarzfasern haben einen Durchmesser von 14 µm, einen Faseranteil von 75 % und sind in einer modifizierten Epoxidharzmatrix eingebettet. Die Oberfläche des DT Light Post SL wird vom Hersteller mit Silikat (SiO_x) und Silan (SiH₄) zur Optimierung des Haftverbundes zwischen Stift und Befestigungskomposit vorkonditioniert. Eine Polymerschicht von lackartigem Aussehen verhindert, dass die Silikat- und Silanschicht kontaminiert und deaktiviert wird. Diese Polymerschicht wird beim Zementieren des Stiftes in das Zementierkomposit chemisch integriert. Die Länge des Stiftes beträgt 20 mm, die apikale Länge der beschichteten Oberfläche beträgt 15 mm. Das DT Light Post-System bietet entsprechend der Aufbereitungsinstrumente vier verschiedene 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) an. Die apikale Spitze der Stifte ist 0,6 mm lang, dann folgen 4 mm Stiftlänge, die bei allen vier Gruppen eine Konizität von 2 % aufweisen. Bei dem nach koronal folgenden Abschnitt von 9 mm ändert sich die Konizität entsprechend der Stiftgröße auf 4 %, 6 %, 8 % und 10 %. Der zylindrische Kopfteil hat eine Länge von 6,4 mm.

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

Tab. 12: Materialdaten DT Light Post.



Abb. 28: Quarzfaserstift DT Light Post, DT Finishing Drill, DT Universal Drill.

4.2.8 Präparation der Kanäle

Bei dieser Untersuchung wurden die Stifte mit der gelben Farbkodierung verwendet. Nach erfolgter Wurzelfüllung des Kanals bis 11 mm vom okklusalen Kavitätenboden wurde die Pilotbohrung mit dem DT Universal Drill und die Präparation der Kanäle mit dem DT Finishing Drill der Größe 2 (gelb) bis auf 11 mm durchgeführt. Nach Überprüfung der Wurzelstiftpassung wurden die Stifte, die in den Gruppen mit indirekter Versorgung (Inlay) eingesetzt wurden, auf 11 mm reduziert. Die Stifte, die in den Gruppen mit Füllungstherapie zum Einsatz kamen, wurden auf 12 mm gekürzt, um 1 mm Retention für den Kunststoff zu erhalten. Danach wurden die Stifte mit Alkohol gereinigt und getrocknet, die Kanäle mit Natriumhypochlorid gespült und mit Papierspitzen getrocknet. Es folgte die Konditionierung der Kanalwände mit ED Primer (ED Primer 2.0, Kuraray Europe, Frankfurt am Main, D) für 60 s. Danach wurden Überschüsse verblasen und mit Papierspitzen entfernt. Schließlich erfolgte die Befestigung der Wurzelstifte mit Panavia F 2.0 (Kuraray Europe GmbH, Frankfurt am Main, D), indem Paste A und B im Verhältnis 1:1 gemischt, auf den Stift dünn verteilt und der Stift unter leichtem Fingerdruck im Kanal positioniert wurde. Nach Entfernung der Überschüsse folgte eine Lichtpolymerisation von 20 s Dauer.



Abb. 29: Kanalpräparation mit DT Universal Drill.

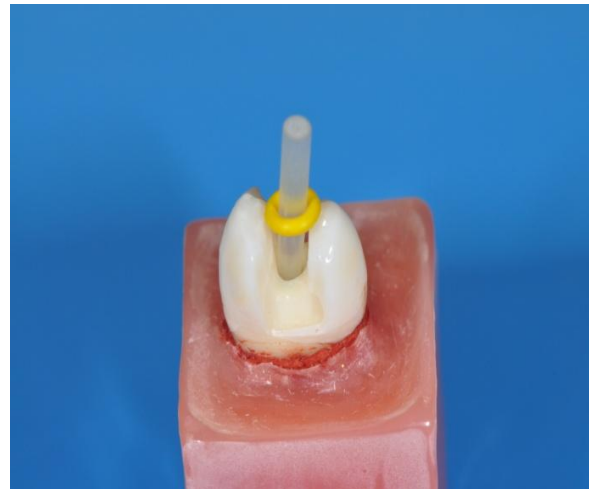


Abb. 30: Einprobe des Glasfaserstiftes.

4.2.9 Koronale Restauration der Prüfkörper

Kompositfüllungen

Bei allen Gruppen mit Füllungstherapie erfolgte die Versorgung der dreiflächigen Kavitäten mit Herculite XRV und dem Primer-Adhäsiv-System Optibond FL (KerrHawe, Bioggio, CH).

Herculite XRV ist ein Feinpartikelhybridkomposit und enthält 79 Gewichtsprozent anorganische Füllkörper bei einer durchschnittlichen Partikelgröße von 0,6 µm. Das Bonden von Schmelz und

Dentin erfolgte mittels Optibond FL (filled and lightcured), welches ein lichthärtendes und zu 48 % glasgefülltes Adhäsiv ist. Die Füllkörper reduzieren die Schrumpfung und erhöhen die mikromechanische Haftung am Zahn.

Zunächst erfolgte die Konditionierung der Zahnhartsubstanz im Sinne der Total-Etch-Technik (Schmelz: 45 s, Dentin 15 s) mit 37,5 % Phosphorsäure (Gel etchant, KerrHawe). Anschließend wurde die Säure 15 s mit Wasser abgespült und die Klebeflächen 5 s unter leichtem Luftstrom getrocknet. Optibond FL Primer wurde mit einem Microbrush-Einwegbürstchen (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) auf Schmelz und Dentin appliziert, 30 s einmassiert und schließlich die Überschüsse mit ölfreier Luft verblasen. Als letzter Schritt erfolgte das Auftragen von Optibond FL Adhäsiv auf Schmelz und Dentin mit Microbrush-Einwegbürstchen. Die Dauer der Licht-Polymerisation nach dem Verblasen der Überschüsse betrug 20 s. Herculite XRV wurde in Inkrementtechnik mit einer Schichtdicke von max. 2 mm in die Kavität eingebracht, kondensiert und 40 s lichtgehärtet. Die Ausarbeitung und Politur erfolgte bei allen Gruppen mit Finierdiamanten (8878K 021, Brasseler) und Kompositpolierern (9400, 9401, 9402, jeweils 030, Brasseler). Bei den Gruppen 1, 2, 3 und 4 musste die Approximalkontaktgestaltung beachtet werden. Der punktförmige Approximalkontakt wurde so gestaltet, dass eine standardisierte Fühlerlehre (Stahlgruber GmbH, 0,05 – 1,00 mm, 20 Blatt, Mannheim, D) mit der Stärke 0,05 mm gerade so durchgezogen werden konnte. Eine Folie mit 0,1 mm Stärke sollte klemmen. So wurde gewährleistet, dass die Approximalpunktgestaltung bei allen Proben vergleichbar war.

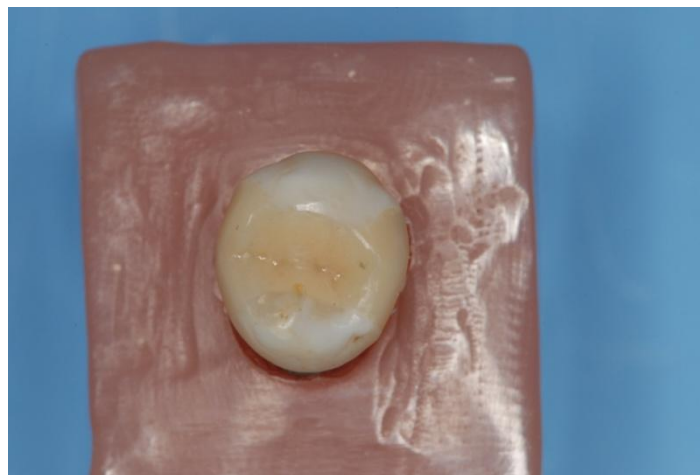


Abb. 31: Kompositfüllung von okklusal.



Abb. 32: Kompositfüllung von mesial.



Abb. 33: Kompositfüllung mit einem Approximalkontakt.



Abb. 34: Kompositfüllung mit zwei Approximalkontakten.



Abb. 35: Fühlerlehre.

Herstellung der Keramikinlays

Die einzeitig zweiphasige Abformung der Präparation zur Herstellung der Keramikinlays erfolgte mittels Impregum und Permadyne (3M ESPE, Seefeld, D). Hierzu diente eine Eiswürfelform (Haushaltswarenbedarf) als Behältnis, wodurch alle acht Prüfkörper pro Gruppe gleichzeitig abgeformt werden konnten. Zunächst wurde die Präparation getrocknet, mit Permadyne umspritzt und verblasen, die Eiswürfelform mit Impregum aufgefüllt und der Zahn samt seinem Sockel in dieser unter leichtem Druck positioniert. Nach 5 minütigem Aushärten wurde der Sockel entnommen, nach einer weiteren Stunde Rückstellzeit konnte die Abformung mit Superhartgips (Die Stone, Heraeus Kulzer) ausgegossen werden. Die Gipsstümpfe wurden anschließend mit einem Stumpflack (Magidur, Benzer Dental, Zürich, CH) gehärtet, die Präparationsgrenze mit einem graphitfreien Minenbleistift dargestellt und mit einem Distanzlack (Orbis Dental, Münster, D) bestrichen. Abschließend erfolgte die Isolierung der Gipsstümpfe mit Isolit (Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, D). Nach Modellation der Inlays mit S-U-Ästhetikwachs-O, beige (Schuler-Dental GmbH & CoKG) erfolgte das Anstiften von je drei Inlays pro Muffel mit Wachsdraht und das Einbetten. Dieses erfolgte gemäß Herstellerangaben mit der Einbettmasse Star-Vest (Fa. Weber Dental, Stuttgart, D) und der dazugehörigen Anmischflüssigkeit, die im Verhältnis 6:34 ml aqua dest. verwendet wurde. Bei 1072 °C wurden die Inlays mit Presskeramik von Ivoclar, Schaan/Liechtenstein, Typ 2, Class 1 gepresst, danach abgekühlt und mit Sheraaluminiumoxid (SHERA, Werkstoff-Technologie GmbH & Co.KG, Lemförde, D, 50 my) bei 2 bar ausgebettet. Die Gusskanäle wurden mit einer Trennscheibe abgetrennt und verschliffen. Danach erfolgte das Aufpassen der Inlays auf die Gipsstümpfe mit Lippenstift (Drogerie). Mit Finierdiamanten wurden Störstellen beseitigt. Zum Schluss wurde noch ein Brand mit Malfarbe (Renfert, GmbH, Hilzingen, D, A1) und zwei Brennvorgänge mit Glanzbrand (Renfert) bei je 760 °C durchgeführt.

Vor dem Einsetzen wurden die Inlays in 70 % Isopropylalkohol entfettet und anschließend in Wasser neutralisiert. Der Stumpf wurde mit Chlorhexidin gereinigt und dann getrocknet. Das Einsetzen der

Keramikinlays erfolgte mit Variolink (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, D). Hierzu wurde das Inlay wie folgt vorbereitet:

Auftragen von Flusssäure, 60 s einmassieren, wiederum 60 s abspülen und mit ölfreier Luft trocknen. Danach wurde für 60 s Monobond S aufgetragen und getrocknet. Zum Schluss wurde Heliobond auf das Inlay aufgebracht, jedoch musste dieses dann vor Licht geschützt werden, um eine frühzeitige Polymerisation zu vermeiden. Der Zahn wurde mit der selektiven Schmelzätzung (Schmelz: 40 s) mit 37,5 % Phosphorsäure (Gel etchant, KerrHawe) konditioniert und danach 40-60 s abgespült und getrocknet. Anschließend wurden zunächst Syntac Primer bzw. Syntac Adhäsiv (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, D) für 15 s bzw. 10 s aufgetragen und verblasen. Zum Schluss folgte auch hier das Auftragen von Heliobond (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, D). Nach Anmischen des Zements im Verhältnis 1:1 und dem Aufbringen auf die Kavität, erfolgte das Einsetzen des Inlays unter Fingerdruck, das Aufbringen von Airblock über die Zementfuge und das Beseitigen von groben Zementüberschüssen. Nach 60 sekündiger Lichtpolymerisation von allen Seiten konnten mit Scalern alle Zementreste entfernt werden. Mit Keramikpolierern wurde die Endpolitur durchgeführt.

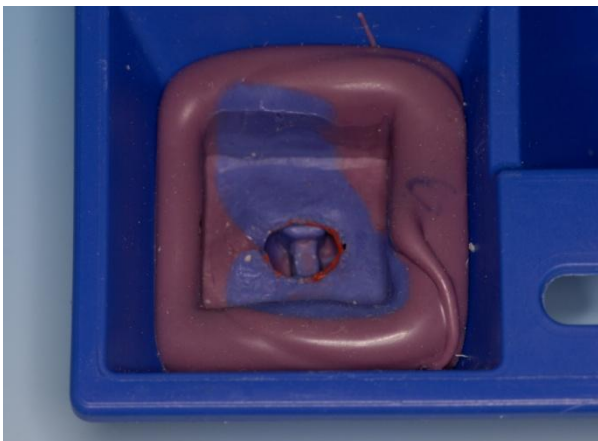


Abb. 36: Abformung.

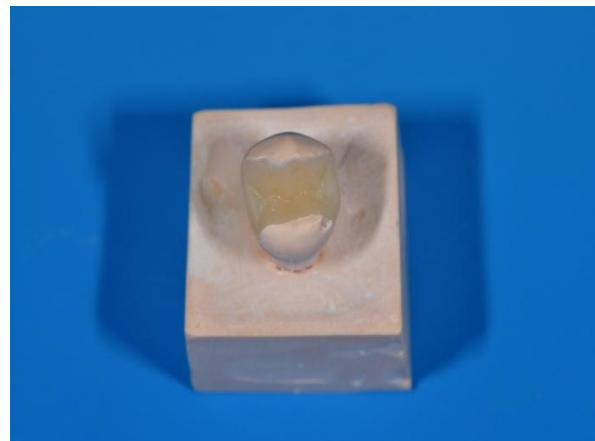


Abb. 37: Inlay auf Gipsstumpf aufgepasst.



Abb. 38: Keramikinlay nach Politur von okklusal.



Abb. 39: Keramikinlay nach Politur von mesial.

4.3 Thermowechselast

Alle neun Prüfgruppen wurden nach Fertigstellung einer thermischen Wechselbelastung im Thermozyklierer (Willytec, Gräfelfing, D) ausgesetzt. Es wurden 10.000 Zyklen bei Wasserbadtemperaturen von 5 °C und 55 °C mit einer Verweildauer von je 30 s durchgeführt. Somit ergab sich, inklusive 10 s Wechselzeit, eine Gesamtdauer von 70 s pro Zyklus.



Abb. 40: Thermozyklierer W15 (Willytec, München), (aus (152)).

4.4 Mechanische Wechsellast

Nach der thermischen Alterung wurde die mechanische Alterung im Kausimulator (Willytec, Gräfelfing, D) durchgeführt. Pro Durchgang konnten immer acht Prüfkörper in acht mit destilliertem Wasser gefüllten Kammern belastet werden, wobei die Proben mit Hilfe der auf die Maße der Kunststoffsockel angefertigten Probenhalter fixiert werden konnten. Als Antagonist diente ein Stahlstempel mit halbkugeligem Ende, dessen Durchmesser 4 mm betrug. Die Belastung erfolgte in einem 30° Winkel zur Zahnachse und zwar so, dass der Stempel ausschließlich die Füllung am bukkalen Höckerabhang berührte, ohne dabei den lingualen Höckerabhang zu tangieren.

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

Tab. 13: Parameter der Kausimulation.



Abb. 41: Kausimulator: links geflutete Einzelkammer mit einer eingespannten Probe, rechts Gesamtanordnung (aus (152)).

4.5 Statischer Bruchversuch

Nach thermischer und mechanischer Wechsellast erfolgte der Bruchtest mit Hilfe der Universalprüfmaschine Zwick Z020 (Zwick GmbH & Co.KG, Ulm, D). Auch hier konnten die Prüfkörper in dem für die Kunststoffsockel passgenauen Probehalter fixiert werden. Die Belastung erfolgte mit einem sphärischen Stahlstempel (Durchmesser: 4 mm) und in einem Winkel von 30° zur Zahnachse auf dem zentralen Höckerabhang des bukkalen Höckers bei einem Vorschub von 0,5 mm/min. Um eine punktförmige Belastung zu vermeiden, wurde zwischen den Stempel und den Zahn eine 0,5 mm dicke Thermoplastfolie (Duran, Fa. Scheu Dental GmbH, Iserlohn, D) interponiert. Die Bruchabschaltsschwelle wurde bei 30 %-igem Kraftabfall festgelegt und der Kraft- bzw. Wegverlauf für jeden Prüfkörper separat in einem Diagramm aufgezeichnet.

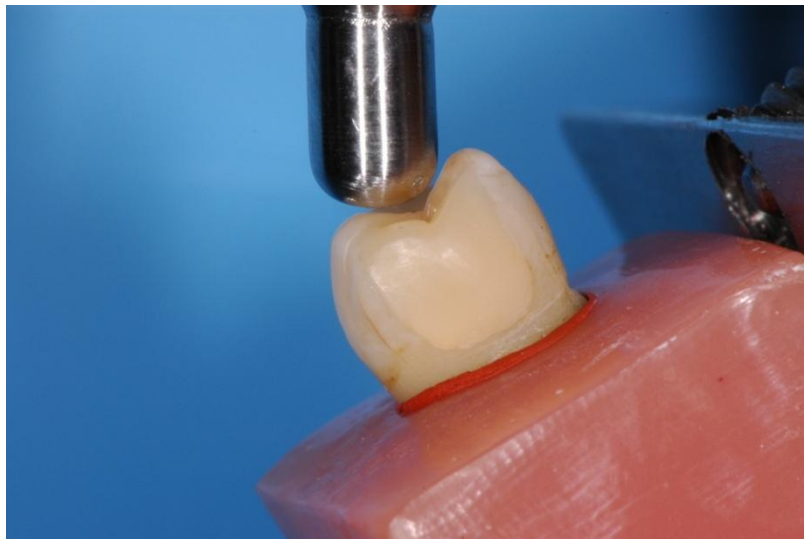


Abb. 42: Prämolare ohne Nachbarzahn und mit Keramikinlay in Universalprüfmaschine eingespannt.

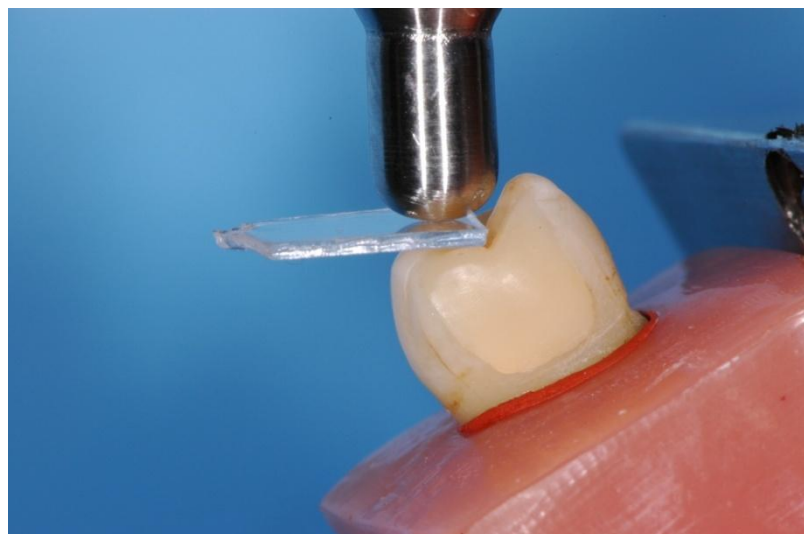


Abb. 43: Prämolare ohne Nachbarzahn und mit Keramikinlay in Universalprüfmaschine mit Thermoplastfolie eingespannt.

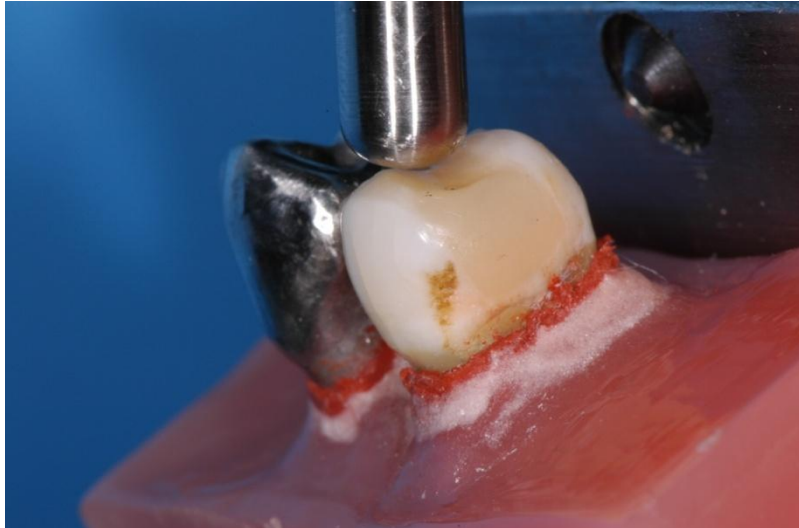


Abb. 44: Prämolare mit mesialer Nachbarzahn und mit Kompositfüllung in Universalprüfmaschine eingespannt.



Abb. 45: Prämolare mit mesialer und distaler Nachbarzahn und mit Kompositfüllung in Universalprüfmaschine mit Thermoplastfolie eingespannt.

4.6 Analyse der Bruchflächen

Nach dem statischen Bruchversuch wurden die Prämolaren aus dem Kunststoffsockel entfernt und die Bruchspalten durch Anfärben mit schwarzer Schreibtinte (Pelikan, Hannover, D) dargestellt. Ebenfalls wurde auf einen evtl. Bruch der Quarzfaserstifte geachtet.

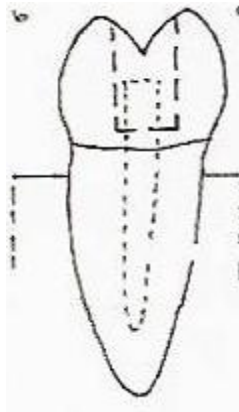


Abb. 46: Auswertungsschema zur Analyse der Bruchverläufe.

4.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows, Version 18.0 (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.

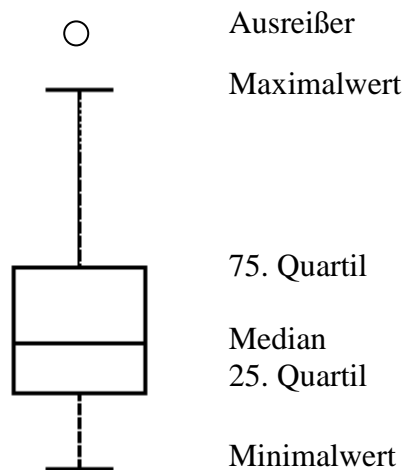


Abb. 47: Darstellung einer Box-Plot-Grafik.

5. ERGEBNISSE

5.1 Analyse der Bruchlast

Der Prüfkörper Nr. 4 der Prüfgruppe 2 (Kompositfüllung/Stift/1 Approximalkontakt) frakturierte bereits vor der Belastung und wurde bei der Auswertung und dem Bruchverlauf nicht berücksichtigt. Der Prüfkörper Nr. 8 der Prüfgruppe 3 (Kompositfüllung/kein Stift/2 Approximalkontakte) wurde aufgrund eines Einstellungsfehlers ebenfalls von der Auswertung des statischen Bruchtestes ausgeschlossen.

	Mittelwert	Standardabweichung	Media	Minimum	Maximum
K unversehrter Zahn	576	183	595	377	974
I Füllung/kein Stift	399	109	387	246	568
II Inlay/kein Stift	480	189	481	287	782
III Füllung/Stift	399	135	446	243	584
IV Inlay/Stift	555	221	569	235	846
1 Füllung/kein Stift/1 Appr.	387	121	357	214	564
2 Füllung/Stift/1 Appr.	445	123	432	180	528
3 Füllung/kein Stift/2 Appr.	394	81,8	383	281	525
4 Füllung/Stift/2 Appr.	388	186	372	83	599

Tab. 14: Darstellung der Minimal-, Maximal- und Mittelwerte der Bruchlasten in den einzelnen Versuchsgruppen mit Standardabweichungen.

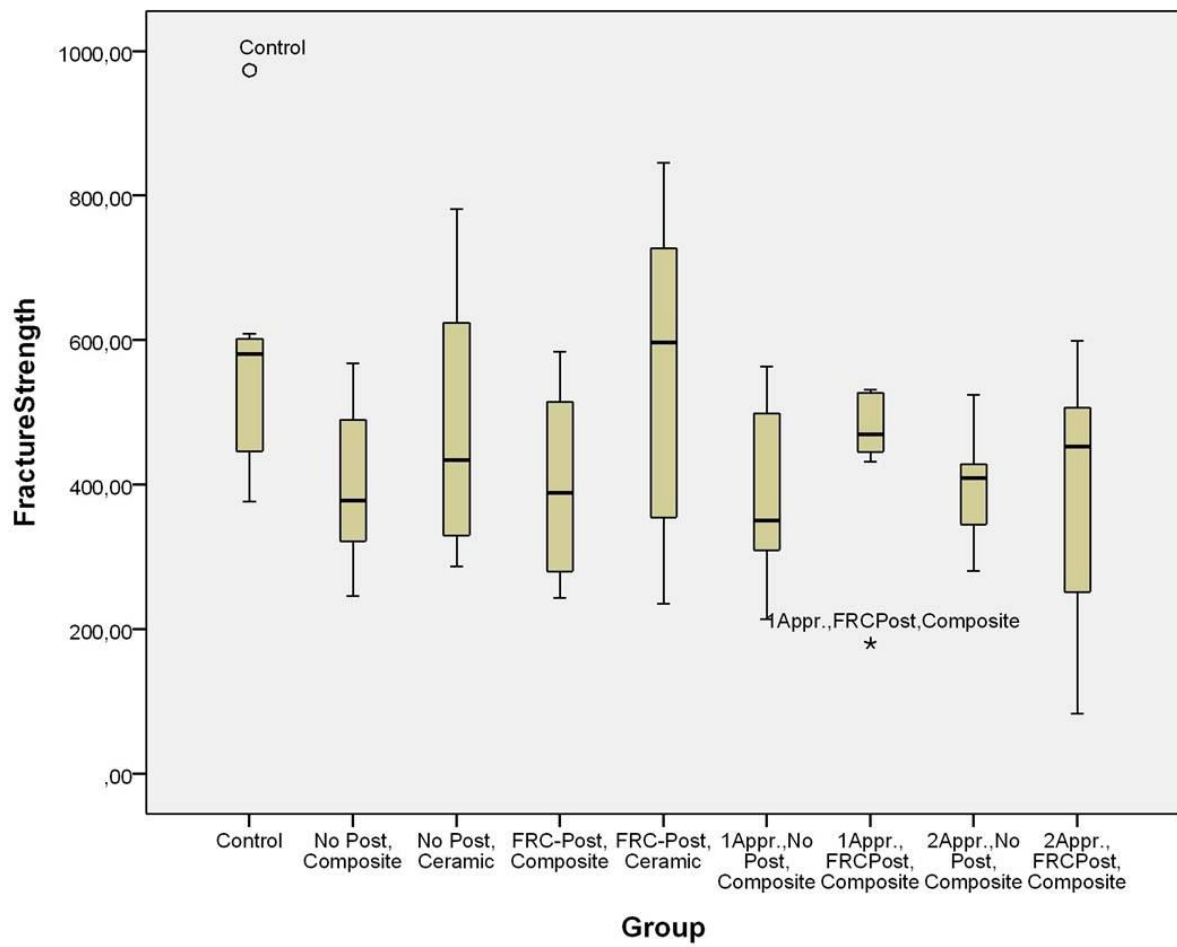
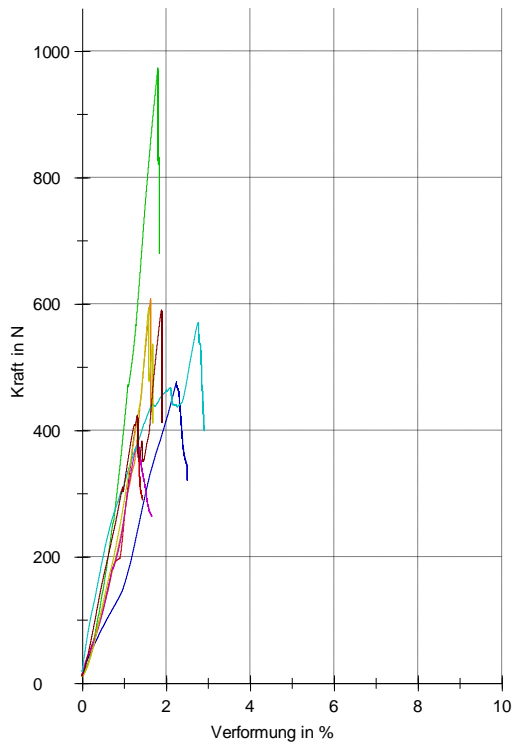
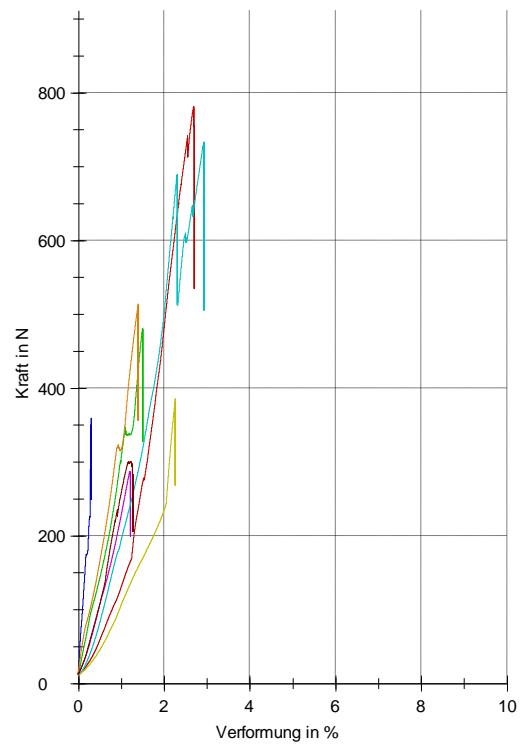


Abb. 48: Box-Plot-Darstellung der Bruchlastwerte in [N].

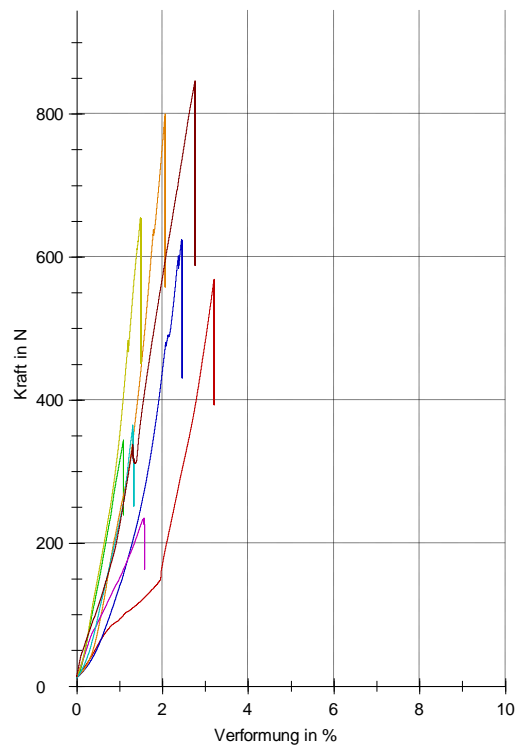
unversehrter Prämolare



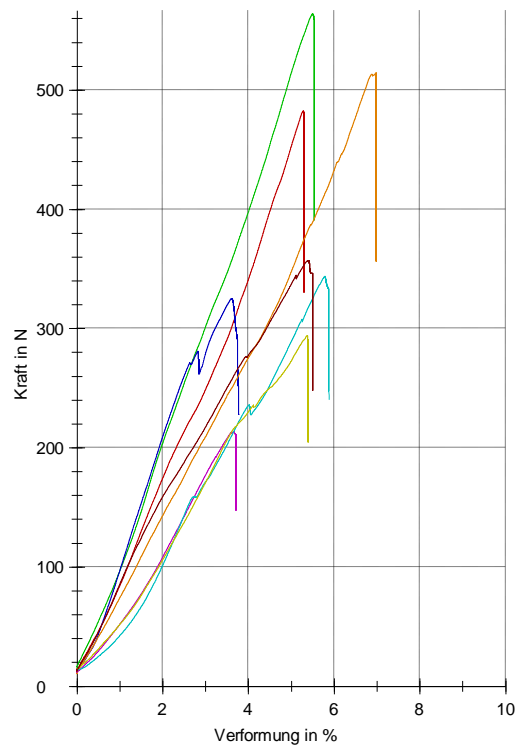
Inlay/kein Stift/kein Appr.



Inlay/Stift/kein Appr.



Füllung/kein Stift/1Appr.



Füllung/kein Stift/2 Appr.

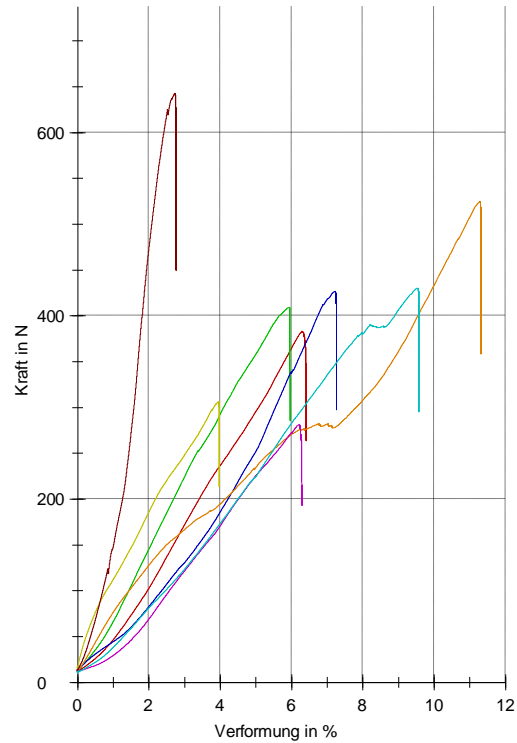


Abb. 49: Darstellung der Kraft-Weg-Diagramme des statischen Bruchversuches, exemplarisch die fünf genannten Gruppen (alle Gruppen siehe Anhang).

Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
Gruppe: K unversehrter Prämolare								
Bruchlast F max (N)	415	974	478	609	377	571	595	591
Gruppe: I Kompositfüllung/kein Stift								
Bruchlast F max (N)	518	342	368	461	387	568	246	301
Gruppe: II Keramikinlay/kein Stift								
Bruchlast F max (N)	782	481	359	514	287	734	386	301
Gruppe: III Kompositfüllung/Stift								
Bruchlast F max (N)	243	331	258	568	301	446	584	461
Gruppe: IV Keramikinlay/Stift								
Bruchlast F max (N)	569	344	624	800	235	365	655	846
Gruppe: 1 Kompositfüllung/kein Stift/1 Approximalkontakt								
Bruchlast F max (N)	482	564	325	515	214	344	294	357
Gruppe: 2 Kompositfüllung/Stift/1 Approximalkontakt								
Bruchlast F max (N)	527	459	523	.	528	180	469	432
Gruppe: 3 Kompositfüllung/kein Stift/2 Approximalkontakte								
Bruchlast F max (N)	383	409	427	525	281	430	306	.
Gruppe: 4 Kompositfüllung/Stift/2 Approximalkontakte								
Bruchlast F max (N)	599	523	436	372	131	83,1	490	469

Tab. 15: Bruchlastwerte der Probekörper aller Versuchsgruppen.

Betrachtet man die Box-Plot-Darstellung der Bruchlastwerte (N) lassen sich erste Tendenzen der in dieser Dissertation zu untersuchenden Thesen bezüglich der Bruchlast des unversehrten Zahnes, der koronalen Restauration, der Stiftversorgung und der Anzahl der Approximalkontakte erkennen:

- 1) Die Kontrollgruppe hat die höchsten Bruchlastwerte.
- 2) Keramik weist tendenziell höhere Bruchlastwerte auf als Komposit.
- 3) Bei allen Gruppen zeigt der direkte Vergleich zwischen Stiftversorgung und keiner Stiftversorgung bei ersterer die scheinbar höheren Bruchlastwerte.
- 4) Die Gruppen Kompositfüllungen mit einem und zwei Approximalkontakten haben tendenziell höhere Bruchlastwerte als ohne Nachbarzähne.

Um diese Tendenzen mit einer statistischen Signifikanz zu belegen, wurde eine Auswertung der Daten mittels eines nicht-parametrischen Tests nach Mann-Whitney-U vorgenommen.

- 1) Analysiert man die Bruchlastwerte der Kontrollgruppe, so sind in dieser Gruppe die höchsten Werte erkennbar (Mittelwert 576 N / SD 183 N). Diese unterscheiden sich jedoch nicht signifikant von den Ergebnissen der anderen Prüfgruppen mit Ausnahme der Gruppe Füllung/kein Stift/keine Approximalkontakte (Mittelwert 399 N / SD 109 N), der Gruppe Füllung/Stift/keine Approximalkontakte (Mittelwert 399 N / SD 135 N), der Gruppe Füllung/kein Stift/1 Approximalkontakt (Mittelwert 387 N / SD 121 N) und der Gruppe Füllung/kein Stift/2 Approximalkontakte (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) bei $p > 0,05$.
- 2) Die tendenziell erkennbare höhere Bruchlast der Keramikinlays ohne Stift (Mittelwert 480 N / SD 189 N) gegenüber den Kompositfüllungen ohne Stift (Mittelwert 399 N / SD 109 N) zeigt statistisch keine Signifikanz. Auch die Bruchlastwerte der Gruppe Keramikinlay mit Stift (Mittelwert 555 N / SD 221 N) sind nicht signifikant größer als die Werte der Gruppe Kompositfüllung mit Stift (Mittelwert 399 N / SD 135 N).
- 3) Bei der Untersuchung pro/contra Stift konnte bei der Inlayversorgung mit (Mittelwert 555 N / SD 221 N) und ohne Stift (Mittelwert 480 N / SD 189 N) kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Das gleiche Ergebnis kann für die Kompositfüllungen mit (Mittelwert 399 N / SD 135 N) und ohne Stift (Mittelwert 399 N / SD 109 N) registriert werden. Die Gruppe Füllung, kein Stift, 1 Approximalkontakt (Mittelwert 387 N / SD 121 N) konnte keine signifikant niedrigeren Werte aufweisen als die Gruppe Füllung, Stift, 1 Approximalkontakt (Mittelwert 445 N / SD 123 N). Auch das Vergleichen der Gruppe Füllung, kein Stift, 2 Approximalkontakte (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) und der Gruppe Füllung, Stift, 2 Approximalkontakte (Mittelwert 388 N / SD 186 N) brachte keine bedeutsamen Unterschiede hervor.
- 4) Bei der Analyse der Anzahl der Approximalkontakte ergab sich folgendes Ergebnis:
Bei den Kompositfüllungen ohne Stift konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ohne (Mittelwert 399 N / SD 109 N) bzw. einem Approximalkontakt (Mittelwert 387 N / SD 121 N) und ohne bzw. zwei Approximalkontakten (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) registriert werden.

Auch bei den Kompositfüllungen mit Stift konnte kein statistisch bedeutsamer Unterschied zwischen den Gruppen ohne (Mittelwert 399 N / SD 135 N) bzw. einem Approximalkontakt (Mittelwert 445 N / SD 123 N) und ohne bzw. zwei Approximalkontakten (Mittelwert 388 N / SD 186 N) festgestellt werden. Auch der Vergleich der Gruppen mit Stift und einem bzw. zwei Approximalkontakten und der Gruppen ohne Stift und einem (Mittelwert 387 N / SD 121 N) bzw. zwei Approximalkontakten (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) ergab keine signifikanten Differenzen.

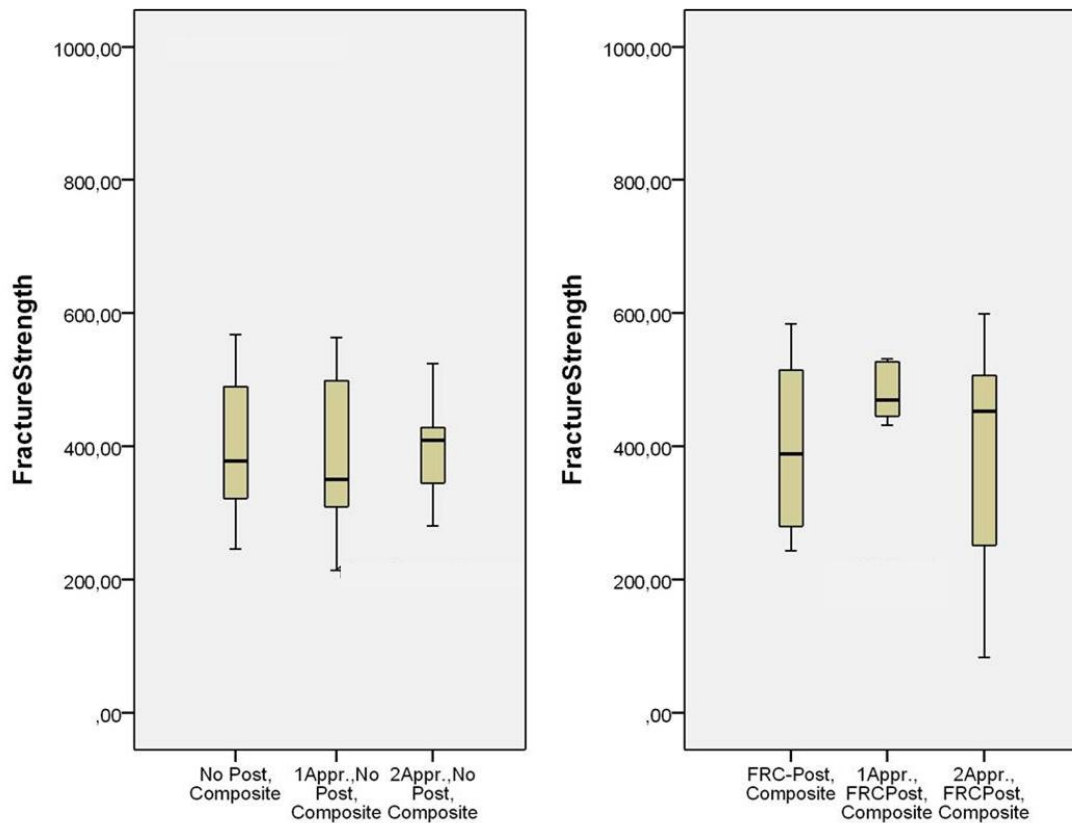


Abb. 50: Box-Plot-Darstellung der Bruchlast in Abhängigkeit von der Anzahl der Approximalkontakte (links) und der Approximalkontakte und Stiftversorgung (rechts) in (N).

	unversehrter Zahn	Füllung/ kein Stift	Inlay/ kein Stift	Füllung/ Stift	Inlay/ Stift	Füllung/kein Stift/1 App.	Füllung/Stift 1 App.	Füllung/kein Stift/2 App.
Füllung/kein Stift	0,015	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX
Inlay/kein Stift	0,279	0,574	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX
Füllung/Stift	0,028	0,878	0,382	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX
Inlay/Stift	0,959	0,161	0,505	0,13	XXX	XXX	XXX	XXX
Füllung/kein Stift/1 App.	0,015	0,721	0,442	0,959	0,065	XXX	XXX	XXX
Füllung/Stift/1 App.	0,152	0,336	0,867	0,613	0,281	0,397	XXX	XXX
Füllung/kein Stift/2 App.	0,029	0,955	0,613	0,955	0,232	0,867	0,073	XXX
Füllung/Stift/2 App.	0,105	0,721	0,721	0,878	0,195	0,721	0,463	0,613

Tab. 16: Ergebnisse des Signifikanztests für die Bruchversuche, rosa: signifikant mit $p < 0,05$; nicht farblich hinterlegt: Werte mit $p \geq 0,05$; statistisches Verfahren: nicht-parametrischer Test nach Mann-Whitney-U.

5.2 Analyse der Bruchmodi

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

Im Hinblick auf die Bruchmodi der einzelnen Prüfgruppen (s. Abb.) zeigten sich in den Gruppen kein Stift/kein Approximalkontakt, in den Gruppen Stift/1 bzw. 2 Approximalkontakt/e sowie in der Kontrollgruppe überwiegend reparable Frakturen. Bei den Gruppen Stift/kein Approximalkontakt und kein Stift/1 bzw. 2 Approximalkontakt/e traten überwiegend irreparable Frakturen im oberen, aber auch drei Frakturen im mittleren Wurzeldrittel bei Gruppe 2 auf. In den meisten Fällen frakturierte der bukkale Höcker in Kombination mit Teilen der Füllungen. Es konnte keine Stiftfraktur festgestellt werden.

Die unversehrten Prämolaren zeigten überwiegend ein komplett anderes Bruchmuster, hier wurden ausschließlich reparable Frakturen, welche lediglich aus einem Sprung bukkal oder distal bestanden, beobachtet.

In den Gruppen Kompositfüllung bzw. Keramikinlay/kein Stift/kein Approximalkontakt traten je sechs reparable Frakturen auf, wobei hier überwiegend der bukkale Höcker und ein Teil der Füllung bzw. des Inlays frakturierte.

In den beiden anderen Gruppen der Kategorie „keine Stiftversorgung“, also den Gruppen mit Nachbarzähnen, konnten bei einem Approximalkontakt $\frac{3}{4}$ der Frakturen als irreparabel im oberen Wurzeldrittel bei frakturiertem bukkalen Höcker und Teilen der Füllung festgestellt werden. Bei zwei Approximalkontakten konnten sogar drei Prüfkörper als irreparabel im mittleren Wurzeldrittel beobachtet werden, wobei auch bei drei Prüfkörpern reparable Frakturen auftraten.

In den Gruppen, die mit einem Stift versorgt wurden, zeigte sich eher genau das Gegenteil: So konnten bei den Gruppen Kompositfüllung bzw. Keramikinlay ohne Approximalkontakt je $\frac{3}{4}$ der Frakturen als irreparabel im oberen Wurzeldrittel bezeichnet werden, wohingegen die Gruppen Kompositfüllung mit Nachbarzähnen eher reparable Frakturen aufwiesen. Die Prüfkörper mit einem Nachbarzahn hatten vier, die Gruppe mit zwei Nachbarzähnen sieben reparable Frakturen aufzuweisen. Der überwiegende Frakturverlauf glich dem der Gruppen ohne Stiftversorgung.

Auffällig ist die Tatsache, dass nach Präparation für einen Wurzelstift das Bruchverhalten bezüglich des Knochenniveaus von in einer Zahnreihe stehenden Zähnen deutlich besser ist als ohne Stiftpräparation und nur endodontischer Wurzelbehandlung. Im Gegensatz dazu kann aufgezeigt werden, dass bei Einzelzähnen sowohl mit Kompositfüllung als auch mit Keramikinlay das Bruchverhalten bei mit Stiften versorgten Zähnen deutlich schlechter ist.

	reparable Fraktur bis Knochenniveau (KN)	irrep. Fraktur unter KN im oberen Wurzel Drittel	irrep. Fraktur unter KN im mittleren Wurzel Drittel	Stiftfraktur unter KN	Stiftfraktur im oberen Wurzel Drittel
K	8	XXX	XXX	XXX	XXX
I	6	2	XXX	XXX	XXX
II	6	2	XXX	XXX	XXX
III	2	6	XXX	XXX	XXX
IV	2	6	XXX	XXX	XXX
1	2	6	XXX	XXX	XXX
2	4	3	XXX	XXX	XXX
3	3	1	3	XXX	XXX
4	7	1	XXX	XXX	XXX

Tab. 17: Bruchmodi der einzelnen Versuchsgruppen.

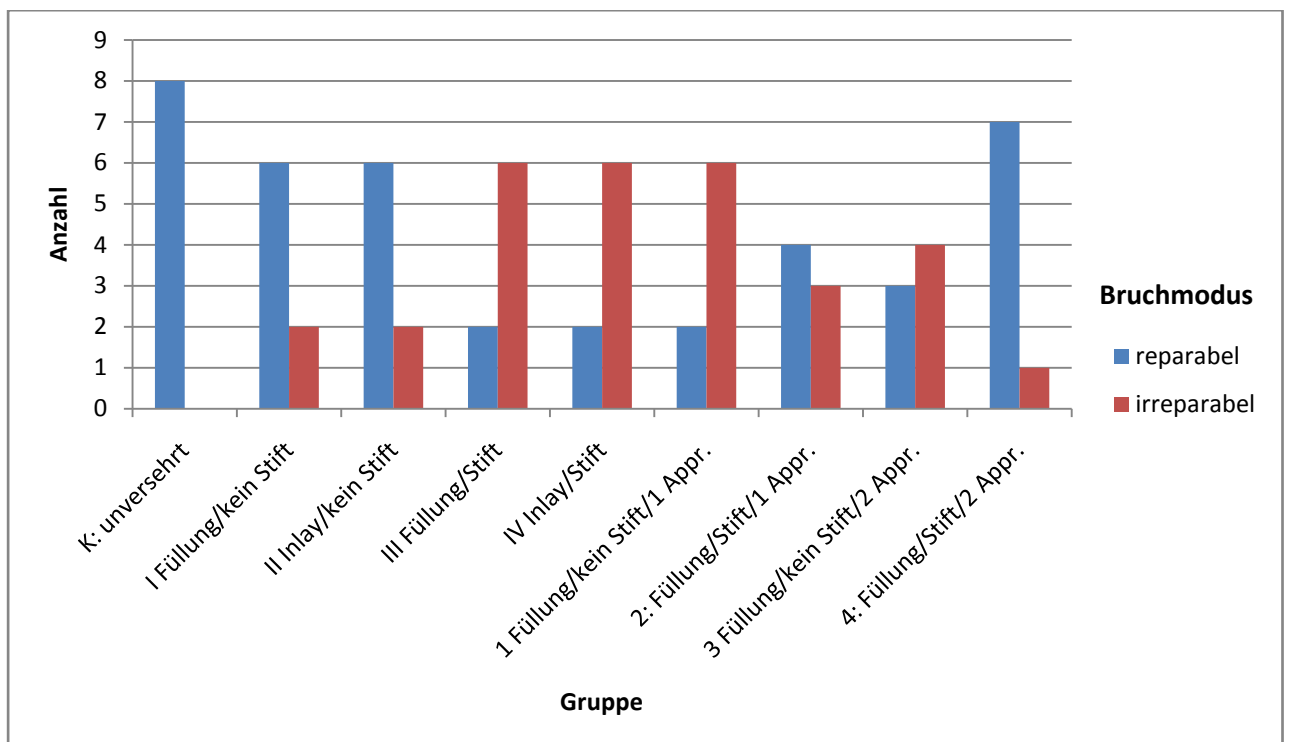


Abb. 51: Balkendiagramm Bruchmodi.



Abb. 52: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe K, reparable Fraktur bis Knochenniveau.



Abb. 53: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe I, reparable Fraktur bis Knochenniveau.



Abb. 54: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe II, reparable Fraktur bis Knochenniveau.



Abb. 55: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe III, irreparable Fraktur unter Knochenniveau im oberen Wurzel Drittel.



Abb. 56: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe IV, irreparable Fraktur unter Knochenniveau im oberen Wurzelf Drittel.



Abb. 57: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe 1, irreparable Fraktur unter Knochenniveau im oberen Wurzelf Drittel.



Abb. 58: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe 2, reparable Fraktur bis Knochenniveau.



Abb. 59: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe 3, irreparable Fraktur unter Knochenniveau, im mittleren Wurzel Drittel.



Abb. 60: Typisches Bruchmuster für einen Zahn aus der Gruppe 4, reparable Fraktur bis Knochenniveau.

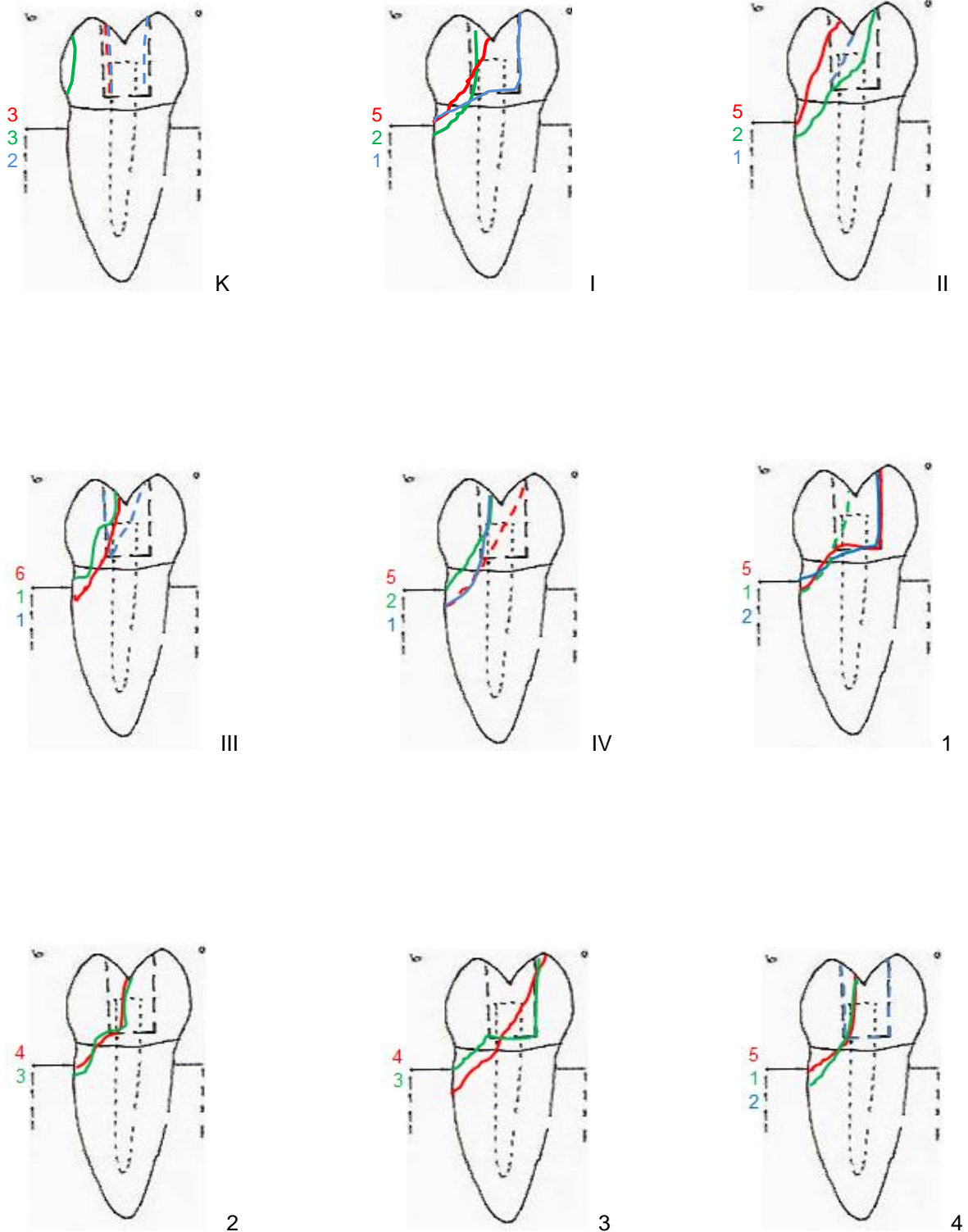


Abb. 61: Darstellung der typischen Bruchverläufe jeder Gruppe, durchgezogene Linie: vollständiger Bruch, gestrichelte Linie: Riss.

6. DISKUSSION

6.1 Generelle Überlegungen zur In-vitro-Untersuchung

Um In-vitro-Untersuchungen mit einer möglichst großen Aussagekraft über das klinische Verhalten zahnärztlicher Werkstoffe durchzuführen, sollte sich der Versuchsaufbau möglichst nah an den natürlichen Gegebenheiten orientieren. Die Verwendung natürlicher Zähne zur Modellherstellung erscheint hier ideal. Bei näherer Betrachtung zeigen sich jedoch auch einige Nachteile. So bereitet es Probleme, interindividuelle Schwankungen der Dentinqualität, die sich aus ihrer unterschiedlichen Herkunft, Alter, Struktur und Lagerungsart ergeben, und deren Auswirkung auf die Bruchfestigkeit und das Bruchverhalten zu beurteilen. Je weniger Varianz innerhalb der Modelle vorhanden ist, desto genauer lässt sich das Ausmaß des Einflusses der zu untersuchenden Parameter auf die Bruchfestigkeit bestimmen. Ziel war es demnach, alle Modelle mit gleichen Dimensionen und in gleicher Materialqualität herzustellen. Aus diesen Überlegungen heraus wurden in der vorliegenden Untersuchung einwurzelige Prämolaren ähnlicher Größe verwendet und die Präparationsform mit Hilfe eines Parallelfräsgerätes angelegt.

Darüberhinaus müssen zahnmedizinische Materialien und neue Restaurationsmöglichkeiten vor ihrem Einsatz im klinischen Bereich hinsichtlich der an sie gestellten Anforderungen in Laborversuchen überprüft werden. Um eine Vergleichbarkeit von Daten untereinander und mit den Ergebnissen anderer Forschungsgruppen sicherzustellen, ist eine Normierung und Standardisierung der Prüfkörper Voraussetzung. In-vitro-Studien stellen eine rasche und patientenunabhängige Methode zur Evaluation von dentalen Restaurationsmaterialien und Techniken dar (119).

So können durch zusätzliche künstliche Alterung der Proben in Temperaturwechsellast und Kausimulation vor Durchführung des Bruchtests sowohl bessere klinische Bezüge, als auch eine bessere Prognose auf das Langzeitverhalten der Werkstoffe in vivo erreicht werden (110). Die Temperaturwechsellast kann zur Simulation der wechselnden Temperaturen im Mundhöhlenmilieu dienen, während die Kausimulation die intermittierende mechanische Belastung der Kaukräfte nachahmt (135), (149). Es darf nicht übersehen werden, dass bei In-vitro-Untersuchungen nicht alle der in der Mundhöhle auftretenden Belastungen simuliert werden können und der dauerhafte Erfolg bzw. Misserfolg eines Materials erst im Rahmen klinischer Studien abschließend beurteilt werden kann.

6.2 Zahnmaterial und Lagerung der Prüfkörper

In dieser Studie wurden extrahierte menschliche Prämolaren verwendet. Natürliche menschliche Zähne wurden bereits in früheren In-vitro-Studien zur Untersuchung von Stiftaufbau-Systemen verwendet (83). Sie haben den Vorteil, dass sie der klinischen Realität bezüglich der individuellen

Morphologie und ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften näher kommen als künstlich hergestellte Proben. Zu beachten gilt allerdings, dass individuelle Unterschiede wie Größe, Wurzelanatomie, Kalzifizierung, Dentinqualität, Alter und Vorgeschichte jedes einzelnen Zahnes nicht berechenbare Variablen darstellen, welche die Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse und eine Signifikanzableitung zusätzlich zu den getesteten Prüfmaterialien beeinflussen. Trotz einer gewissen Streuung der Messergebnisse, 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 Kunststoffzähne zum Einsatz (149). Die Anwendung künstlicher Analoga soll eine bessere Reproduzierbarkeit der Ausgangssituation ermöglichen und Fehler, bedingt durch unterschiedliche Materialqualität, ausschließen (69). Ein großer Nachteil ist jedoch ihre noch eingeschränkte Übertragbarkeit auf die klinische Situation im Vergleich zu natürlichen Zahnproben. Ebenso sind biomechanische Eigenschaften und Wärmeausdehnungskoeffizient von natürlichen Zahnproben nicht zu vergleichen mit denen von künstlich hergestellten Acrylanaloga.

Um möglichst vergleichbare, einheitliche und repräsentative Prüfkörper verwenden zu können, wurden ausschließlich kariesfreie, einwurzelige, über einen Wurzelkanal verfügende Prü fzähne ähnlicher Dimensionierung ausgewählt und durch entsprechende Gruppeneinteilung standardisiert.

Zur Verifizierung der optimalen Lagerungsmöglichkeiten für natürliche Zähne wurden verschiedene Untersuchungen durchgeführt (195), (198). GOODIS et al. (75) testeten den Einfluss fünf verschiedener Lagerungsmedien auf die Dentinpermeabilität und auf die Scherhaftung von Komposit an natürlichen menschlichen Zahnanaloga nach 8-tägiger, 15-tägiger und 6-monatiger Lagerungszeit. Testmedium waren 70 % Ethanol, 10 % Formalin, destilliertes Wasser mit 0,02 % Thymol, reines destilliertes Wasser und phosphatgepufferte Kochsalzlösung mit 0,02 % Thymol. Die Autoren beobachteten eine signifikante Reduktion der Dentinpermeabilität bei langfristiger Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung. Hieraus konnten sie schlussfolgern, dass Strukturveränderungen des Dentins im Sinne von Ablagerungen herausgelöster Mineralien oder organischer Komponenten im Dentin, eine mögliche Kausalität darstellen könnten. Zudem ist bei Nutzung von physiologischer Kochsalzlösung oder destilliertem Wasser eine Keimbesiedelung der Zähne und der Lagerungsflüssigkeit nicht auszuschließen.

In der vorliegenden Dissertation wurden die Zahnproben, wie häufig bei In-vitro-Studien beschrieben, während der gesamten Versuchsdauer zwischen den einzelnen Testabschnitten in 0,1 % Thymollösung bei Raumtemperatur gelagert (14), (13), (17), (87), (88). Somit wurde sowohl das Austrocknen der Zähne als auch die Keimbesiedelung der Lagerungsflüssigkeit vermieden, da Thymol eine bakterizide Wirkung hat.

6.3 Einbettung der Prüfkörper

In der vorliegenden Studie wurde eine bewegliche Lagerung der Prüfvähne durch Simulation eines Parodonts in die Prüfsituation einbezogen, da die Zahnbeweglichkeit für den Versuchsaufbau zur Prüfung von Zähnen mit Approximalkontakten als maßgeblicher Faktor angesehen wurde. Zwar ist fraglich, inwieweit die Komplexität des natürlichen Parodonts durch die in anderen und dieser Studie angewandten Methode (181), die Prüfvähne mit einer Lack-Schicht zu überziehen, nachgeahmt werden kann (98). Dennoch war es in dieser Studie von Bedeutung, die Resilienz zu imitieren, um die Bruchlast des Prüfvahnes in Abhängigkeit der Anzahl der Approximalkontakte vergleichen zu können. Hierzu wurden zunächst in Vorversuchen die Zähne aus Co-Cr-Mo-Legierung dreimal bis 1 mm unter Schmelz-Zement-Grenze in einen Anti-Rutsch-Lack eingetaucht und anschließend mit Hilfe eines Sockelformers in Kaltpolymerisat eingebettet, um die einzelnen Sockel passgenau in die Sockelhalter des Kausimulators und der Zwick-Universalprüfmaschine einspannen zu können. Die Ergebnisse waren nach horizontaler und vertikaler Belastung im Hinblick auf die in der Literatur dargelegten Werte vergleichbar. Nach diesen Vorversuchen wurden natürliche Zähne nach gleicher Vorgehensweise eingebettet. Zu unterscheiden galt jedoch die verschiedenen Lagerungsarten der verschiedenen Prüfungskörper, da die Co-Cr-Mo-Zähne nicht in einer Flüssigkeit eingelegt wurden, die natürlichen Prämolaren jedoch zur Erhaltung der physiologischen Zahnstruktur über mehrere Monate in Thymol gelagert waren. Hierbei konnte beobachtet werden, dass sich der Anti-Rutsch-Lack über die Lagerungsdauer hinweg mit Flüssigkeit vollzog, was wiederum einen negativen Einfluss auf die Beweglichkeit der Prüfkörper hatte. Der Lack wird von Herstellerseite als gummielastisch, öl-, benzin- und witterungsbeständig, rutschfest, griffsicher, wärme- und kälteisolierend und korrosionshemmend bezeichnet. Jedoch kann bei der Bezeichnung „witterungsbeständig“ nicht von einer Wasserfestigkeit ausgegangen werden, da die Lagerung in Thymol über einige Monate hinweg zu einer geringfügigen Veränderung des Aggregatzustandes im Vergleich zu einem anfangs gummielastischen Lacks führte.

6.4 Präparation der Zähne und der Wurzelkanäle

In allen Prüfungsgruppen erfolgte die Präparation unter Berücksichtigung der allgemein geltenden Präparationsrichtlinien. Um eine möglichst große Standardisierung zu erreichen, erfolgte die Präparation mit Hilfe eines Parallelfräsgerätes. Jedoch 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 bei Keramikinlays und mit 12 mm bei Kompositfüllungen so gewählt, dass bei einer durchschnittlichen Prämolaren-Wurzellänge von 14 mm die in der Literatur empfohlenen Angabe einer endodontischen Restwurzelfüllung von 3-4 mm eingehalten werden konnte

(2), (217). Bei den Kompositfüllungen ragte der Stift ca. 1 mm in die Füllung, so dass eine zusätzliche Retention erreicht wurde.

6.5 Wurzelkanalstifte und deren Befestigung

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Faserstifte wurden, wie von Herstellerseite empfohlen und vielfach in der Literatur beschrieben, mit einem Komposit befestigt (59), (60), (60), (62). Das Ziel der adhäsiven Befestigung ist die Bildung einer funktionellen Einheit aus Wurzelkanalstift, Befestigungsmaterial und Wurzelentin. Hierbei sollte sowohl der Verbund zwischen Stiftoberfläche und Befestigungsmaterial als auch der Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Wurzelkanalentin berücksichtigt werden. Damit resultiert die Annahme, dass auf den Zahn auftreffende Kräfte gleichmäßiger verteilt und somit Kraftspitzen vermieden werden, was die Gefahr von Wurzelfrakturen verringern soll (46). Während der Halt passiv zementierter Wurzelkanalstifte aus Metall lediglich auf makro- bzw. mikromechanischer Retention beruht, wird bei der adhäsiven Befestigung glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte ein physikalischer und chemischer Verbund hergestellt (58). Glasfaserverstärkte Wurzelkanalstifte sind Kompositwerkstoffe, deren Fasern durch eine Kunstharzmatrix verbunden sind. Die Glasfasern können eine unterschiedliche Zusammensetzung haben. Die Hauptbestandteile sind Siliziumoxid (ca. 50-60 %) sowie Kalzium-, Bor-, Natrium- und Aluminiumoxide. Für die Kunstharzmatrix werden Epoxydharze verwendet, die einen chemischen Verbund über freie Radikale mit BIS-GMA-haltigen Adhäsivsystemen eingehen können. Als Befestigungskomposit wurde das phosphatmonomerhaltige (MDP: 10-methacryloyloxydecylidihydrogenphosphat) Panavia F verwendet. In einer Studie von MANNOCCI et al. (136) konnte erstmals die Penetration von Monomeren aus Adhäsivsystemen in die Matrix von Glasfaserstiften nachgewiesen werden. Ebenso konnten mit den primerhaltigen Systemen in Untersuchungen hohe Abzugskräfte erreicht werden. In einigen werkstoffkundlichen In-vitro-Untersuchungen (113), (211), (216) wurde die Langzeitstabilität des Haftverbundes verschiedener Befestigungswerkstoffe getestet, wobei der prozentuale Anteil der Kompositreste auf den Oberflächen als Kriterium zur Bewertung der Hafteigenschaften der Befestigungsmaterialien zu Dentin oder Stift herangezogen wurden.

Der große Verbund der Komposite zum DT Light Post kann darin begründet liegen, dass dieser Stift einen geringeren Faseranteil (60 % nach Herstellerangaben) hat. Dadurch hat er eine größere Matrixoberfläche, die mit den Kompositen einen chemischen Verbund eingehen kann. In dieser Untersuchung wurde nur die Dentinoberfläche konditioniert, vereinzelte Studien empfehlen auch das Konditionieren der Stiftoberfläche mit Prime&Bond NT, womit ein noch besserer Verbund von Stift und Befestigungskomposit bewirkt werden könnte. Weiterhin berücksichtigt werden sollte auch der Aspekt der Aushärtung der Kunststoffe. Aufgrund der geringen effektiven Lichtintensität in den

tieferen Bereichen des Wurzelkanals ist der Verbund zum Dentin bei dual- oder chemisch härtenden Systemen den ausschließlich lighthärtenden Befestigungskompositen überlegen (37).

Auch die negativen Materialeigenschaften der Kunststoffe wie Polymerisationsschrumpfung und chemische Degradation nach Alterung sowie die techniksensitive Verarbeitung im Wurzelkanal müssen für eine umfangreiche Beurteilung berücksichtigt werden. Voraussetzung für einen erfolgreichen Adhäsivverbund ist ein absolut trockengelegtes Arbeitsfeld. Eine Kontrolle der erfolgreichen Dentinkonditionierung und des Dentinbondings mit den entsprechenden Haftvermittlern im Wurzelkanal ist schwer möglich (177). Durch die Verwendung eugenolhaltiger Sealer wird die Polymerisation inhibiert, was deren Verwendung im Rahmen der vor adhäsiver Stiftversorgung gelegten Wurzelfüllung ausschließt (145), (177). Die Reproduzierbarkeit eines erfolgreichen Adhäsivverbunds an das Wurzelndentin ist aus mehreren Gründen nicht immer sicher gewährleistet (164), (177). Dies liegt an der unterschiedlichen Dichte der Dentintubuli je nach Lokalisation im Wurzelndentin und der Variabilität in deren Orientierung, was in einer rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung von FERRARI et al. (58) gezeigt wurde. Zwar nahm die Dichte der Dentintubuli und somit die verfügbare Klebefläche durch das infolge der 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/mm² koronal auf 23000/mm² apikal und von durchschnittlich 45000/mm² pulpennah auf 20000/mm² in der Nähe der Schmelz-Zement-Grenze zeigt. Zum anderen kann die Qualität des Dentins bei verschiedenen Zähnen eines Patienten aufgrund von vorangegangener Karies und resultierenden Sklerosierungsprozessen im Dentin variieren. Des Weiteren spielt das Alter des Patienten eine wesentliche Rolle, da aufgrund im Laufe der Zeit stattgefundenener Sekundär- und Tertiärdentinbildung ebenfalls vermehrt sklerotisches Dentin mit einer verminderten Dichte offener Dentintubuli vorhanden ist (164). Ein weiterer zu beachtender Aspekt ist die fragliche Langzeitstabilität des Haftverbundes zum Wurzelndentin. Da der Adhäsivverbund zum Dentin im Laufe der Zeit nachweislich abschwächt (81), (80), besteht die Gefahr von Microleakage nach thermischer und mechanischer Belastung im Mundhöhlenmilieu. DRUMMOND und BAPNA (43) bewiesen eine signifikante Abnahme der initialen Biegefestigkeit faserverstärkter Stifte um 11-24 % nach thermischer Wechselbelastung. 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. (134) beobachteten in ihrer retrospektiven Studie bei 117 mittelgradig zerstörten, mit Kohlenfaserstiften restaurierten Prämolaren ausschließlich Misserfolge. Diese konnten in Form einer 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 und somit die Entstehung von Microleakage und Dezementierung begünstigten, erkennbar gemacht werden. Die Analyse des Bruchverlaufs der in dieser Dissertation untersuchten Prüfkörper ergab weder eine Dezementierung noch eine Fraktur eines Stiftes und bestätigt somit die von JUNGE et al. (105) propagierte Annahme, dass die Dauerlastbeständigkeit von adhäsiven Befestigungskompositen gegeben ist.

6.6 Anzahl der Approximalkontakte

Bezüglich der Anzahl der Approximalkontakte zeigen die in der Literatur bereits durch CAPLAN beschriebenen Untersuchungen (27), dass die Bruchfestigkeit von in einer Zahnreihe stehenden Zähnen mit einem oder zwei Approximalkontakten erhöht ist. So ist ein Zahn ohne Approximalkontakt dreimal häufiger gefährdet, verloren zu gehen, als Zähne mit mindestens einem Approximalkontakt. Nach Ergebnissen der vorliegenden In-vitro-Untersuchung kann die Ursache des Zahnverlustes in dem reduzierten Zahnbestand gesehen werden, da bei geschlossener Zahnreihe die Lastverteilung auf mehrere Zähne erfolgt und die fehlenden Approximalkontakte somit nur ein Begleitsymptom darstellen.

6.7 Künstliche Alterung

Um die in der Mundhöhle entstehenden Temperaturbelastungen bei Nahrungsaufnahme zu simulieren, wird eine künstliche thermische Alterung der Zahnanaloga durch eine Temperaturwechselbelastung zwischen 5 °C und 55 °C bei einer jeweiligen Verweildauer von 30 Sekunden vorgenommen. Bei den obigen Parametern handelt es sich um in der Literatur etablierte Werte (14), (67), (149), welche der klinischen Realität entsprechen (156).

Die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz, Stiftmaterial, Befestigungszement, Füllungskomposit und Keramik können bei den simulierten thermischen Belastungen zu Spannungen in den Randbereichen der Restaurationen führen und Risse induzieren. Die Prüfung der Verbundfestigkeit der einzelnen Materialien ist daher von besonderem Interesse, da klinisch bei entsprechendem Versagen die Gefahr von Microleakage entsteht (152).

Um nicht nur hydrolytische und thermische Einflüsse sondern auch Kaubelastungen im Mundhöhlenmilieu zu simulieren, wurden zusätzlich mechanische Wechselbelastungen im Kausimulator vorgenommen. Hinsichtlich der Langzeitprognose einer Restauration ist es entscheidend, nicht nur das Verhalten bei einmaliger maximaler Belastung, sondern auch bei intermittierenden Dauerbelastungen, welche unterhalb der maximal auftretenden Kräfte liegen, zu ermitteln. In der vorliegenden Untersuchung wurde eine zyklische Belastung von 50 N gewählt, welche den durchschnittlichen physiologischen Kaukräften entspricht (53). In der Literatur wurden

etwa 250.000 Kauzyklen als Korrelat einer Jahresbelastung angegeben (40), (119). Entsprechend einer künstlichen Alterung von fünf Jahren (41) wurden die Prüfkörper in der vorliegenden Untersuchung mit 1.200.000 Zyklen im Kausimulator belastet. Die Belastung der Prüfkörper in den speziellen Sockelhalterungen des Kausimulators erfolgte in einem Winkel von 30° zur Zahnachse auf den zentralen Höckerabhang des bukkalen Höckers, was der physiologischen Belastung im Prämolarenbereich entspricht (124) und auch in anderen In-vitro-Untersuchungen mit ähnlichem Versuchsdesign beschrieben wird (137). Zur Belastung der Zahnproben im Kausimulator muss erwähnt werden, dass in der dynamischen klinischen Situation die Kaukräfte bei jedem intraoralen Kauzyklus nicht wie in der Probenkammer stets auf demselben Kontaktpunkt auftreffen, sondern eher eine Kontaktfläche der Zahnkrone belastet wird. Aus diesem Grund entspricht die Testbelastung im Kausimulator nur eingeschränkt der klinischen Belastung im Mundhöhlenmilieu.

6.8 Statischer Bruchtest

Bei der in der vorliegenden Studie durchgeführten Bruchkraftprüfung handelt es sich um einen statischen Bruchtest. Die Proben wurden dabei unter gleichmäßigem Kraftanstieg bis zum Bruch belastet. Dieses Verfahren wird angewendet, um die maximale Festigkeit von Materialien und Restaurationen zu prüfen. Die Kenntnis dieser Festigkeit ist von grundlegender Bedeutung für die Beurteilung des Verhaltens beim klinischen Einsatz. Die Beanspruchung in Form einer Krafteinleitung erfolgte, wie auch in ähnlichen Studien zu Prämolaren zuvor, bei allen Prüfkörpern im 30° Winkel zur Zahnachse, wobei der Kraftangriffspunkt auf dem zentralen Höckerabhang des bukkalen Höckers lag. Diese Krafteinleitung liegt in einem Bereich, der in der Literatur vielfach beschrieben und in In-vitro-Studien eingesetzt wurde (62), (137), (161) und den klinischen Artikulationsbewegungen nahe kommt (98). 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 gelegentlich sehr deutlich. Einige Autoren beschreiben eine relativ langsame Kraftsteigerung von 0,5 mm/min (98), (163), (196), 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 (6), (62) die Möglichkeit einer größeren plastischen Deformation des Prüfkörpers bis zu einem gewissen Grad erhalten. Somit besteht bei einer Versuchsanordnung mit 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 (152). Somit erscheint die in der vorliegenden Arbeit gewählte Versuchsanordnung praxisorientiert und ihre Aussagekraft auf die klinische Situation übertragbar.

6.9 Diskussion der Ergebnisse

6.9.1 Bruchlast

Für die maximalen Kaukräfte im Prämolarenbereich wird in der Literatur ein Wert von ca. 450 N angegeben (73). Im Hinblick auf die Ergebnisse der Prüfgruppen dieser Arbeit wird ersichtlich, dass nur drei von neun Gruppen diesen Wert erreichen, jedoch liegt die durchschnittliche Bruchlast aller neun Prüfgruppen im Bereich der in der Literatur beschriebenen maximalen Kaukräfte. Vergleicht man die mittleren Bruchwerte aller Untersuchungsgruppen, wird deutlich, dass die höchsten Werte in der Kontrollgruppe mit den unversehrten Prämolaren erreicht wurden (Mittelwert 576 N / SD 183 N). Anhand dieser Höchstwerte ist es möglich, die Wirkung von präparatorischen und restaurativen Maßnahmen auf die Bruchlast von endodontisch behandelten Zähnen festzustellen und somit stabilisierende oder auch abschwächende Effekte der verschiedenen koronalen Restaurationen und der Stiftversorgung direkt miteinander vergleichen zu können. Die Bruchlast der Kontrollgruppe unterschied sich signifikant von der Gruppe Kompositfüllung/kein Stift (Mittelwert 399 N / SD 109 N), der Gruppe Kompositfüllung/Stift (Mittelwert 399 N / SD 135 N) und den Gruppen Kompositfüllung/kein Stift/1 Approximalkontakt (Mittelwert 387 N / SD 121 N) bzw. 2 Approximalkontakte (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N). Alle anderen Gruppen zeigten im Vergleich zu der Kontrollgruppe keine statistisch bedeutsamen Differenzen.

Bei Betrachtung der Standardabweichung der Kontrollgruppe fällt auf, dass diese deutlich erhöht war. Die große Streuung und die Unterschiede im Kurvenverlauf erklären, dass das Bruchverhalten natürlicher Zähne aufgrund der individuellen Dentinschwankungen natürlichen Schwankungen unterworfen ist.

Frakturen der klinischen Krone bei wurzelkanalbehandelten Zähnen wurden häufig auf den Verlust von Feuchtigkeit und der daraus resultierenden Sprödigkeit des Dentins zurückgeführt (85). Diese Argumentation konnte jedoch in neuen Studien widerlegt werden, in denen gezeigt wurde, dass der Feuchtigkeitsgehalt endodontisch behandelter Zähne sich im Vergleich zu vitalen Zähnen nicht wesentlich ändert (158). Die erhöhte Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne ist also nicht auf die vermutete Änderung der Dentineigenschaften zurückzuführen (96), sondern vielmehr auf den Verlust von Zahnhartsubstanz durch die Entfernung der Randleisten und des Pulpakammerdaches (95). Damit wird deutlich, dass die endodontische Zugangskavität und eine zusätzliche mod-Kavität die Stabilität des Zahnes stark beeinträchtigen (170). Um das Frakturrisiko dieser Zähne zu mindern, sollen sie deswegen zumindest mit einer höckerfassenden Restauration, z.B. einer Teilkrone, versorgt werden (126). Ein zusätzlicher Faktor für das erhöhte Frakturrisiko wurzelkanalbehandelter Zähne liegt in der Abnahme der Mechanorezeptorenzahl des Zahnes nach der Entfernung der Pulpa mit der Folge, dass die Druckbelastung dieser Zähne doppelt so hoch sein muss als bei pulpavitalen Zähnen, um als solche empfunden zu werden (169). Damit ist der Schutzreflex gegenüber zu hohen Kaukräften deutlich eingeschränkt.

Im Hinblick auf diese Diskussion und das Ergebnis der Bruchlastwerte - es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den unversehrten Prämolaren und den Prämolaren mit Keramikinlayversorgung - kann vermutet werden, dass bei einem endodontisch behandelten, einzel belastenden Zahn mit einer mod-Kavität eher zu einem Keramikinlay bzw. einer Teilkrone als zu einer Kompositfüllung geraten werden sollte. Zu beachten ist, dass bei einer Inlayversorgung im Vergleich mit dem unversehrten Zahn kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen einer Stiftversorgung und keiner Stiftversorgung besteht, während bei einer Kompositfüllung sowohl mit als auch ohne Stiftversorgung signifikant geringere Bruchlastwerte ermittelt werden konnten. Somit sollte die Nutzen-Risiko-Relation abgeschätzt werden und auf eine Stiftversorgung bei einer koronalen Keramikinlayrestauration verzichtet werden, da die Gefahr der Perforation bei einer Stiftversorgung stets besteht.

Betrachtet man nun die Einzelzahnbelastung des unversehrten Zahnes mit der Belastung der von Nachbarzähnen eingeschlossenen Prämolaren mit Kompositfüllungen, so wird deutlich, dass keine Stiftversorgung bei sowohl einem als auch zwei Approximalkontakten eine signifikant geringere Bruchlast bewirkt als bei einer Versorgung mit Stift. Wird nun aus z. B. finanziellen Gründen eine Kompositfüllung gelegt, sollte dies bei mit Nachbarzähnen in Kontakt stehenden Prämolaren unter Einsatz eines Stiftes erfolgen. Bei SEIDEL et al. (152) konnten ähnliche Ergebnisse festgestellt werden: Auch in dieser Dissertation zeigten die unversehrten Zähne die höchste Bruchlast ($792,50 \text{ N} \pm 210 \text{ N}$). Die Füllungsgruppen mit faserverstärkten Stiften wiesen signifikant höhere Bruchlastwerte auf als die Füllungsgruppen mit ZrO_2 -Stiften und ohne Stift sowie die Kronengruppen mit BKS-Schrauben, ZrO_2 -Stiften und Glasfaserstiften. Bei den Füllungsgruppen ($428,21 \text{ N} \pm 132,88 \text{ N}$) konnte unabhängig von der Art der Stiftversorgung, verglichen mit den Kronengruppen ($373,66 \text{ N} \pm 82,89 \text{ N}$), eine signifikant höhere Bruchlast ermittelt werden.

Um das Frakturrisiko zu minimieren, ist die Art der Versorgung von wurzelkanalbehandelten Zähnen vom Ausmaß der Zerstörung der klinischen Krone durch Karies, Trauma oder Ausdehnung der vorausgehenden Füllung abhängig. Während endodontisch behandelte Seitenzähne mit einer mod-Kavität und damit freistehenden Schmelzwänden durch eine höckerfassende Restauration restauriert werden sollten (126), (170) können pulpatote Frontzähne mit nur einer Kompositfüllung versorgt werden, wenn der Zahnhartsubstanzdefekt die Zugangskavität nicht überschreitet (189). Kompositfüllungen bei mod-Kavitäten und endodontisch behandelten Prämolaren sind daher, ob mit oder ohne Stiftversorgung, keine langfristige Alternative.

Im Hinblick auf die koronale Gestaltung zeigen die tendenziell erkennbaren höheren Bruchlastwerte des Keramikinlays ohne Stift (Mittelwert 480 N / SD 189 N) gegenüber der Kompositfüllung ohne Stift (Mittelwert 399 N / SD 109 N) statistisch keine Signifikanzen. Auch die Bruchlastwerte der

Gruppe Keramikinlay mit Stift (Mittelwert 555 N / SD 221 N) sind nicht signifikant größer als die Werte der Gruppe Kompositfüllung mit Stift (Mittelwert 399 N / SD 135 N).

Vergleicht man beide Materialien, Komposit und Keramik, so muss bedacht werden, dass das Kompositmaterial ein niedrigeres Elastizitätsmodul als die Keramik hat und somit die elastische Deformation des Komposits und damit auch die Höckerauslenkung größer ist als bei einem mit einem Keramikinlay versorgten Zahn. In vorangegangenen Untersuchungen war die Bruchkraft der Kompositfüllungen in ausgedehnten Kavitäten wesentlich geringer als jene der Empressinlays in ausgedehnten Kavitäten (175). Unterstützt wird dieser Zusammenhang durch eine Studie von HALLER et al. (77), in der die Zähne mit Keramikinlays versorgt werden, eine signifikant höhere Frakturfestigkeit aufweisen, als Zähne, die mit Komposit versorgt werden. Auch KERN et al. (104) berichteten über einen Anteil von > 85 % von Zähnen, die über einen Zeitraum von 10 Jahren erfolgreich mit Inlays versorgt wurden.

Neben der Versorgungsart hat auch die Präparationsform einen Einfluss auf die Gesamtstabilität des restaurierten Zahnes. Durch die Materialeigenschaften des Komposits hält der damit versorgte Zahn offenbar einer geringeren Bruchlast stand als ein mit einem Keramikinlay versorgter Zahn. Auch die Art der Vorbelastung scheint einen Einfluss auf die Bruchstabilität zu haben. Da in dieser Studie die bukkale Höckerspitze vorbelastet wurde, ist die Wahrscheinlichkeit, dass diese Zähne einer geringeren Bruchkraft standhalten, groß. In-vitro-Untersuchungen zur Ermittlung der Höckerfestigkeit haben ergeben, dass nach einer Höckerdeformation der Zahn nur langsam in seine Ausgangsstellung zurückkehrt, somit also „Energie im Zahn“ verbleibt (130). Diese Höckerauslenkung ist nach langanhaltender steigender Kraft am größten, aber auch nach einer Intervallbelastung ist eine geringe kumulative Höckerauslenkung zu beobachten (103). Das Ausmaß der Verformung ist abhängig von der Stärke der verbliebenen Restzahnschubstanz und ist somit bei großen Kavitäten hoch. Obwohl die Verformung und Verwindung des Zahnes durch adhäsive Versorgung verringert ist (130), zeigen Versuche, dass die vorangehende Belastung bis zu einem gewissen Grad im Zahn gespeichert ist, und zwar um so mehr, je größer die Kavität ist.

Wird von manchen Autoren fehlender Schmelz nicht mehr als Kontraindikation für zahnfarbene Inlays gesehen (68) und liegt der Vorteil der Inlaytechnik gegenüber der direkten Kompositfüllung vor allem im verbesserten Randschluss im Dentin, so ist bei Kompositfüllungen ein dauerhaft randspaltfreier Abschluss im Dentin schwieriger zu erzielen (205). Durch das Zusammentreffen von einerseits geschwächter Zahnhartsubstanz und andererseits von Randbereichen im Dentin, kommt es zu einer größeren Wahrscheinlichkeit der Randspaltbildung.

Auch wenn eine mod-Kavität mit einem Keramikinlay nicht unbedingt besser versorgt ist als mit einer Kompositfüllung, so lässt sich aus oben geführter Diskussion schlussfolgern, dass der Einsatz von Keramikinlays gegenüber Kompositfüllungen zu bevorzugen ist, jedoch in Fällen mit ausgedehnten Defekten und dünnen oro-bukkalen Wänden auf eine Teilkrone- bzw. Kronenpräparation

zurückgegriffen werden sollte, um eine verminderte Verformung des Zahnes und eine erhöhte Höckerstabilität zu erreichen.

Bezüglich der Frage pro/contra Stiftversorgung kann anhand der in dieser Studie durchgeführten Untersuchungen festgehalten werden, dass bei der Inlayversorgung mit (Mittelwert 555 N / SD 221 N) und ohne Stift (Mittelwert 480 N / SD 189 N) und der Kompositfüllung mit (Mittelwert 399 N / SD 135 N) und ohne Stift (Mittelwert 399 N / SD 109 N) ein tendenzieller, jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Die Gruppe Füllung, kein Stift, 1 Approximalkontakt (Mittelwert 387 N / SD 121 N) konnte keine signifikant niedrigeren Werte aufweisen als die Gruppe Füllung, Stift, 1 Approximalkontakt (Mittelwert 445 N / SD 123 N). Auch das Vergleichen der Gruppen Füllung, kein Stift, 2 Approximalkontakte (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) und der Gruppe Füllung, Stift, 2 Approximalkontakte (Mittelwert 388 N / SD 186 N) brachte keine signifikanten Unterschiede hervor.

Es kann im Hinblick auf dieses Ergebnis vermutet werden, dass durch die Oberflächenkonditionierung der DT Light SL ein im Vergleich zu früher eingesetzten Stiften besserer Verbund von Stift, Zahn und Befestigungskomposit erreicht werden kann. Man kann davon ausgehen, dass durch die ähnlichen E-Moduli der DT Light SL von 15 GPa und des Dentins von 18,6 GPa nahezu eine Einheit der drei Komponenten geschaffen werden kann (46). Deswegen und auch aufgrund der Aufbereitungstechnik des speziellen Endo-Designs mit zwei Konizitäten und der damit verbundenen besseren Adaptation des Stiftes an die Wurzelkanalmorphologie, wird eine verbesserte Kraftübertragung auf den Zahn ermöglicht. Dies zeigt sich im Ausmaß der Verformung: Bei allen Kompositfüllungen ohne Stiftversorgung ist die Verformung bis zum Bruch deutlich größer als bei allen Kompositfüllungen mit Stiftversorgung.

Bei Zähnen, die durch einen ausgedehnten Kariesbefall oder ein Trauma ihre klinische Krone fast vollständig verloren haben, und laut Stellungnahme der DGZMK in die Kategorie „starker Zerstörungsgrad“ fallen, wird empfohlen, einen Wurzelkanalstift in den Zahn einzusetzen, um diesen in seiner Bruchresistenz zu verstärken und dem Stumpfaufbaumaterial mehr Retention zu ermöglichen (123). In der klinischen Studie von SORENSEN und MARTINOFF (190) zeigten die Autoren jedoch, dass das Einsetzen von Wurzelkanalstiftsystemen bei endodontisch behandelten Zähnen das Überleben dieser Zähne nicht signifikant erhöht. Zum gleichen Ergebnis kamen GUZY et al. (76) in einer In-vitro Untersuchung. So wurde die verstärkende Wirkung von Stiften auf endodontisch behandelte Zähne schon sehr früh infrage gestellt (202). Damit wird deutlich, dass Wurzelkanalstifte den endodontisch behandelten Zahn primär nicht verstärken, sondern als Retentionselement für Stumpfaufbaumaterial und Krone dienen (13).

Die Indikation für das Einsetzen von Wurzelkanalstiften beschränkt sich somit auf stark zerstörte Zähne, bei denen das Stumpfaufbaumaterial und der Kronenersatz ausreichend befestigt werden müssen (185).

Die früher kontrovers diskutierte Frage über die Notwendigkeit einer zusätzlichen Verstärkung pulpaloser Zähne mit Hilfe von Wurzelkanalstiften (162) kann auch heute von Autoren immer noch nicht entscheidend beantwortet werden (155). Die DGZMK, die DGZPW und die DGZ postulieren den Einsatz von Wurzelkanalstiften nur bei endodontisch behandelten Zähnen mit einem starken Destruktionsgrad der klinischen Krone (50). Bleiben jedoch wie in dieser Studie beschrieben, die bukkalen und oralen Kavitätenwände bestehen, entfällt die Indikation einer Stiftinsertion. Bestätigt wird diese Feststellung durch die Tatsache, dass bei den Gruppen mit und ohne Stiftversorgung keine signifikanten Unterschiede zu erkennen sind.

In der Versuchsreihe von SEIDEL et al. (152) zeigte die Gruppe Füllung mit DT Light SL keinen signifikanten Unterschied zu den unversehrten Prämolaren. Es konnte bei allen Füllungsgruppen mit faserverstärkten Stiften signifikant höhere Bruchlastwerte als bei den Gruppen mit ZrO₂-Stiften bzw. ohne Stifte festgestellt werden. Die niedrigsten Werte wurden in der Gruppe mit adhäsiv befestigten ZrO₂-Stiften ermittelt (341,63 N ± 57,67 N). Die Zementierungsart hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast der ZrO₂-Gruppen.

Als letzter Diskussionspunkt steht noch die Frage nach der optimalen Approximalkontaktanzahl aus. In diese Diskussion sind ausschließlich die Kompositfüllungen einbezogen. Bei den Kompositfüllungen ohne Stift konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ohne (Mittelwert 399 N / SD 109 N) bzw. einem Approximalkontakt (Mittelwert 387 N / SD 121 N) und ohne bzw. zwei Approximalkontakten (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) erkannt werden.

Bei den Kompositfüllungen mit Stift konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ohne (Mittelwert 399 N / SD 135 N) bzw. einem Approximalkontakt (Mittelwert 445 N / SD 123 N) und ohne bzw. zwei Approximalkontakten (Mittelwert 388 N / SD 186 N) festgestellt werden. Auch der Vergleich der Gruppen mit Stift und einem bzw. zwei Approximalkontakten und der Gruppe ohne Stift und einem (Mittelwert 387 N / SD 121 N) bzw. zwei Approximalkontakten (Mittelwert 394 N / SD 81,8 N) ergab keine signifikanten Differenzen. Entsprechend dieser Ergebnisse scheint es keinen Unterschied in der Anzahl der Approximalkontakte zu geben, sofern nur ein Zahn von einem Antagonisten belastet wird. Betrachtet man hingegen einen Zahn in einer Zahnreihe und vergleicht dann die optimale Anzahl der Kontaktpunkte, so ist eine geschlossene Zahnreihe und die damit verbundene Lastverteilung auf mehrere Zähne vorteilhaft, die Anzahl der Approximalkontakte kann als Begleitsymptom gesehen werden. Laut einer Studie von CAPLAN (27) gehen Zähne mit ≤ 1 Approximalkontakt dreimal häufiger verloren als Zähne mit 2 Approximalkontakten. Dieses Ergebnis bezieht sich aber nur auf eine klinische Situation, bei der mehrere, in einer Zahnreihe stehende Zähne durch Antagonisten belastet werden. Besteht jedoch die klinische Situation der Belastung von nur einem Zahn, wie in dieser Untersuchung erfolgt, steigt das Risiko für Misserfolge und die Anzahl der Approximalkontakte hat keine signifikanten Einflüsse auf die Bruchlastwerte.

6.9.2 Bruchmodus

Die in dieser Untersuchung gewählte Einteilung „Reparabler bzw. irreparabler Frakturverlauf“ bewertet die Möglichkeit, ob Zähne mit Frakturen wieder restauriert werden können oder nicht. Ein reparabler Bruchverlauf weist auf eine Fraktur über oder auf Knochenniveau hin, wobei eine Fraktur auf Knochenniveau unproblematisch zu restaurieren ist. In diesem Fall ist eine chirurgische Kronenverlängerung oder eine kieferorthopädische Extrusion des Zahnes um 3 mm indiziert, um nach Präparation einer 1 mm hohen Restdentinfassung dennoch einen Abstand von 2 mm zum Knochen zu gewährleisten und somit die biologische Breite einzuhalten. Wird die biologische Breite nicht eingehalten, kann ein unkontrollierter Knochenabbau durch die Auflockerung des Faserapparates entstehen (157). Je tiefer die Fraktur unterhalb des Knochenniveaus liegt und umso stärker die Zahnwurzel aufgrund chirurgischer oder kieferorthopädischer Maßnahmen zur Wiederherstellung gekürzt werden muss, desto ungünstiger ist die Kronen-Wurzel-Relation. Konsequenterweise leiden die prothetische Wertigkeit und damit die Langzeitprognose eines solchen Zahnes. Alle unter dem Knochenniveau liegenden Frakturen wurden als irreparabel eingestuft. Diese Einteilung wurde auch von anderen Autoren häufig in der Literatur beschrieben (62), (63). Klinisch können sich jedoch 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 genannten Einteilung ergeben.

Bei Betrachtung der Bruchmodi in den Gruppen war auffällig, dass hauptsächlich Frakturen der bukkalen Höcker in Kombination mit Teilfrakturen der Kompositfüllungen/Keramikinlays auftraten, unabhängig von der Art der Restauration. In den Gruppen Kompositfüllung bzw. Keramikinlay/kein Stift/kein Approximalkontakt und der Gruppe Kompositfüllung/Stift/1 bzw. 2 Approximalkontakt/etraten überwiegend reparable Frakturen, d.h. Frakturen bis Knochenniveau, auf. In den Gruppen Kompositfüllung/kein Stift/1 bzw. 2 Approximalkontakt/e und Kompositfüllung bzw. Keramikinlay/Stift/kein Approximalkontakt zeigten sich hauptsächlich irreparable Frakturen bis zu 2 mm im oberen Wurzeldrittel. In allen Gruppen wurden keine Stiftfrakturen beobachtet, was auf die Flexibilität der Faserstifte zurückzuführen ist. Die unversehrten Prämolaren zeigten ein anderes Bruchmuster, hier wurden ausschließlich reparable Frakturen, welche lediglich aus einem Sprung bukkal oder distal bestanden, dargestellt. Es ist daher anzunehmen, dass im Unterschied zu den Bruchverläufen der mit koronalen Restaurationen versorgten Prämolaren, die Frakturmuster bei Letzteren durch das Versagen einzelner Komponenten der Restaurationen bestimmt wurde, bevor es beim natürlichen Zahn zur reparablen Fraktur bei höheren Kräften kam. Bei SEIDEL et al. (152) konnte folgendes festgestellt werden: Hier wurde bei unbehandelten Prämolaren eine irreparable Querfraktur der Zahnwurzel im oberen oder mittleren Wurzeldrittel beobachtet. Entscheidend für diese unterschiedlichen Ergebnisse scheint die Nachahmung der parodontalen Lagerung zu sein, die in der Studie von SEIDEL nicht eingesetzt wurde, in der vorliegenden Dissertation jedoch in Form eines

Anti-Rutsch-Lackes zum Einsatz kam. Durch die Beweglichkeit eines Zahnes sind einerseits die maximalen Bruchkräfte und Spannungsspitzen vermindert, andererseits wirken sich die Bruchverläufe deutlich positiver auf die Erhaltbarkeit eines Zahnes aus. Desweiteren kann auch der bei SEIDEL gewählte Belastungswinkel von 45° einen Einfluss auf den Frakturverlauf nehmen.

Bei Auswertung der Bruchverläufe konnte bei den Keramikinlays ohne Stift bei sechs Proben ein reparabler Verlauf festgestellt werden, nur bei zwei Proben war der Bruch nicht mehr zu versorgen. Von den acht Kompositfüllungen ohne Stift brachen sechs reparabel und zwei wiesen ein irreparables Bruchverhalten auf. Vergleicht man dagegen diese Gruppen mit Stiftversorgung, dann fällt auf, dass bei beiden die irreparablen Frakturverläufe überwiegen (je nur zwei reparable Frakturen). Somit scheint der Frakturverlauf bei Einzelzahnbelastung mit Stiftversorgung ungünstiger zu verlaufen und eher zu einer Nichterhaltungswürdigkeit zu führen.

Beim Vergleich der Gruppen mit Approximalkontakten fällt dagegen ein umgekehrtes Ergebnis auf: Bei den Gruppen Kompositfüllung/kein Stift/1 bzw. 2 Approximalkontakt/e konnte ein überwiegend irreparables Frakturverhalten (zwei bzw. drei reparable Frakturen) festgestellt werden, während bei den obigen Gruppen allerdings mit Stiftversorgung ein eher reparables Frakturverhalten an den Tag gelegt wurde (vier bzw. sieben reparable Frakturverläufe). Somit scheinen Approximalkontakte, sei es nur einer oder auch zwei, auch bei einer Einzelzahnbelastung und damit keiner geschlossenen Zahnreihe, den Frakturverlauf positiv zu beeinflussen. Was bei dem Bruchlastverhalten nur auf eine geschlossene Zahnreihe, also mehreren nebeneinander stehenden und belastenden Zähnen bezogen werden kann, gilt bei dem Frakturverhalten scheinbar schon mit nur einem oder zwei Nachbarzähnen.

Bezieht man nun sowohl die Bruchlast als auch den Frakturverlauf in die Diskussion mit ein, kann festgehalten werden, dass eine Stiftversorgung nur zur Verankerung der Aufbaufüllung und somit bei entsprechender Kavitätengröße eingesetzt werden sollte, da die Bruchlastwerte pro Stift keine eindeutige Verbesserung bringen und das Bruchverhalten in Bezug auf den Bruchverlauf eher negativ zu werten ist. In der Diskussion um die Approximalkontaktsituation stellt sich heraus, dass die Bruchlast scheinbar nur dann erhöht werden kann, wenn die Stützzonen nicht unterbrochen bzw. verkürzt sind. Bei nur einer Einzelzahnbelastung konnten keine signifikant höheren Werte gemessen werden. Beim Frakturverhalten jedoch scheint die approximale Kraftverteilung auch nur bei okklusaler Belastung eines Zahnes einen positiven und damit stabilisierenden Effekt auf den Bruchverlauf zu haben. Es konnten nämlich vor allem reparable Frakturen in diesen Gruppen festgestellt werden. Bezüglich der Größe der Kaukräfte muss bei In-vitro-Untersuchungen bedacht werden, dass höhere Kräfte als die mittleren maximalen Kaukräfte zu einer Aktivierung der Kaumuskelkontraktion reflektorisch aufgehoben (124). RANDOW und GLANTZ (169) konnten zeigen, dass dieser Schutzmechanismus bei endodontisch behandelten Zähnen eine Einschränkung erfährt, da diese gegenüber vitalen Zähnen eine geringere Schmerzgrenze bei Belastung zeigen.

6.10 Schlussfolgerung

Bezüglich der anfangs (s. Kapitel 3.16) aufgestellten Hypothesen lässt sich aufgrund vielfältiger Untersuchungen abschließend folgendes feststellen:

1. Hypothese 1 wird abgelehnt: Die Bruchlast endodontisch behandelter Prämolaren mit mittlerem Zerstörungsgrad ist bei Restauration mit einem Keramikinlay nicht signifikant höher als bei einer Versorgung mit einer Kompositfüllung, obwohl die Bruchlast einer keramischen Versorgung keinen signifikanten Unterschied zu unbehandelten Prämolaren aufweist.
2. Hypothese 2 wird teilweise akzeptiert: Bei Verwendung von Glasfaserstiften wird die Gefahr von Wurzel- oder Stiftfrakturen minimiert. Es konnte keine Stiftfraktur festgestellt werden. Bei Approximalkontakten kann der Einsatz von Glasfaserstiften den Frakturverlauf positiv hinsichtlich der Erhaltung des Zahnes beeinflussen. Bei Einzelzahnbelastung hingegen führt die Stiftversorgung zu einem eher irreparablen Bruchverlauf.
3. Hypothese 3 wird abgelehnt: Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen einem endodontisch behandelten Zahn mit und ohne Stiftpräparation festgestellt werden.
4. Hypothese 4 ist abzulehnen: Es konnte bei Einzelzahnbelastung kein signifikanter Unterschied zwischen keinem, einem oder zwei Approximalkontakten festgestellt werden.
5. Hypothese 5 kann mit Einschränkung angenommen werden: In der Kontrollgruppe mit unversehrten Prämolaren zeigte sich die höchste Bruchlast. Die Signifikanz war jedoch nur zu folgenden Prüfgruppen ausgeprägt: Kompositfüllung/kein Stift/kein Approximalkontakt, Kompositfüllung/Stift/kein Approximalkontakt, Kompositfüllung/kein Stift/1 Approximalkontakt und Kompositfüllung/kein Stift/2 Approximalkontakte. Keramikinlays zeigten keine signifikanten Differenzen zu den unversehrten Prämolaren.

Auch wenn die Ergebnisse von In-vitro-Studien nur mit Einschränkungen auf die klinische Situation übertragbar sind, wird aus den vorliegenden Untersuchungen deutlich, dass die Rekonstruktion mittelgradig zerstörter, endodontisch behandelter Prämolaren mit einem Keramikinlay oder einer Kompositfüllung keine signifikanten Unterschiede zulässt.

Die Versorgung mit einem Glasfaserstift bringt ausschließlich zur Verankerung einer Aufbaufüllung eine deutliche Bruchlaststeigerung. Beim Einsatz in Verbindung mit einem Keramikinlay und einer Kompositfüllung sollte das Nutzen-Schaden-Risiko abgeschätzt werden, da einerseits keine signifikante Stabilisierung eintritt und andererseits das Perforationsrisiko besteht. Wie auch schon in der Literatur beschrieben, bewirken ein oder zwei Approximalkontakte bei geschlossener Zahnreihe und Belastung mehrerer Zähne eine erhöhte Überlebensdauer von endodontisch behandelten Zähnen. Bei einer Einzelzahnbelastung konnte kein signifikanter Unterschied zu der Gruppe ohne

Approximalkontakt festgestellt werden. Jedoch bewirkt eine Stiftversorgung in Kombination mit einem oder zwei Approximalkontakten zumindest einen günstigeren, da reparablen, Bruchverlauf.

Abschließend lässt sich zur wissenschaftlich optimalen Versorgung mittelgradig zerstörter, endodontisch behandelter Prämolaren festhalten: Stiftversorgungen sollten nur bei Stabilitätsproblemen der Aufbaufüllung zum Einsatz kommen, Keramik-Restaurationen können bei mittelgradigen Defekten tendenziell den Kompositfüllungen vorgezogen werden und eine geschlossene Zahnreihe kann die Belastung auf mehrere Zähne verteilen, aber eine zusätzliche Stabilisierung des Einzelzahnes durch die approximalen Kontakte per se scheint nicht vorzuliegen. Ein erhöhtes Verlustrisiko endodontisch behandelter Zähne mit reduzierter Anzahl der Approximalkontakte scheint somit auf eine ungünstige Verteilung der Gesamtkaulast auf die reduzierte Restbezaehlung zurückzuführen zu sein.

7. VERZEICHNISSE

7.1 Literaturverzeichnis

1. Abbott PV. Incidence of root fractures and methods used for post removal. *Int Endod J* 35 (1): 63-7, 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 (4): 292-5, 2001.
3. Agerberg G, Carlsson GE. Late results of treatment of functional disorders of the masticatory system. A follow-up by questionnaire. *J Oral Rehabil* 1 (3): 309-16, 1974.
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 (2/Users/floriangebhart/Desktop/sdarticle.pdf): 155-62, 2004.
5. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 87 (4): 431-7, 2002.
6. Al-Wahadni A, Gutteridge DL. An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration. *Int Endod J* 35 (11): 913-8, 2002.
7. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 87 (3): 256-63, 2002.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 27 (4): 275-8, 1999.
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 (1): 36-40, 1993.
10. Assif D, Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent* 48 (3): 292-6, 1982.
11. 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 (5): 535-43, 1989.
12. Attin T, Buchalla W. Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 766-774, 1998.
13. Attin T, Hellwig E, Hilgers RD. Der Einfluß verstärkender Wurzelstifte auf die Frakturfestigkeit endodontisch versorgter Zähne - Eine In-vitro-Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (8): 586-9, 1994.
14. Babenhauserheide K. Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit und zum Verlauf der Bruchflächen verschiedener Stiftstumpfaufbausysteme nach künstlicher Alterung. CharitéBerlin: Med.Diss., 2004.
15. Baraban DJ. The restoration of pulpless teeth. *Dent Clin North Am*: 633-53, 1967.
16. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 3 (1): 57-67, 1976.
17. 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 (12): 840-8, 2004.
18. Blankenstein F, Naumann M, Lange KP. Überlebenswahrscheinlichkeit endodontisch behandelter Zähne-Vorschlag zur klinischen Erfassung des Erhaltungsgrades. *Dtsch Zahnärztl Z* 57 (9): 558-61, 2002.
19. Bleise W, Butz F, Heydecke G. Können wurzelgefüllte Molaren ohne Stift versorgt werden? *Quintessence* 1035-1039, 2007.

20. Bolhuis HPB, De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. Fracture strength of different core build-up designs. *Am J Dent* 14 (5): 286-90, 2001.
21. 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 (8): 596-602, 2002.
22. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod* 65 (5): 367-72, 1995.
23. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 14 (4): 216-20, 2001.
24. Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: the effect of alternative luting procedures. *Quintessence Int* 25 (4): 269-75, 1994.
25. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 64 (4): 412-8, 1990.
26. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 14 (1): 58-64, 2001.
27. Caplan DJ, Kolker J, Rivera EM, Walton RE. Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *Int Endod J* 35 (2): 193-9, 2002.
28. Caplan DJ, Weintraub JA. Factors related to loss of root canal filled teeth. *J Public Health Dent* 57 (1): 31-9, 1997.
29. Carter JM, Sorensen SE, Johnson RR, Teitelbaum RL, Levine MS. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *J Biomech* 16 (10): 841-8, 1983.
30. Carvalho AS, Cury JA. Fluoride release from some dental materials in different solutions. *Oper Dent* 24 (1): 14-9, 1999.
31. 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 (1): 39-45, 1993.
32. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 136 (5): 611-9, 2005.
33. Claus. [Working principles of dental ceramics]. *Dent Labor (Munch)* 28 (10): 1743-50, 1980.
34. 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 (6): 624-8, 2000.
35. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 55 (5): 540-6, 1986.
36. 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 (1): 26-36, 2001.
37. Dagostin A, Ferrari M. In vivo bonding mechanism of an experimental dual-cure enamel-dentin bonding system. *Am J Dent* 14 (2): 105-8, 2001.
38. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 60 (7): 1301-10, 1981.
39. de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 13 (Spec No): 19B-21B, 2000.
40. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62 (1): 32-6, 1983.

41. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1 (6): 238-42, 1985.
42. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 13 (Spec No): 5B-8B, 2000.
43. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mater* 19 (3): 226-31, 2003.
44. Drummond JL, Toepke TR, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 107 (3): 220-4, 1999.
45. Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80 (4): 423-8, 1998.
46. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* (20): S50-6, 1996.
47. Eckerbom M, Magnusson T, Martinsson T. Prevalence of apical periodontitis, crowned teeth and teeth with posts in a Swedish population. *Endod Dent Traumatol* 7 (5): 214-20, 1991.
48. 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 (4): 199-201, 2003.
49. Edelhoff D, Marx R. Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung *Dtsch Zahnärztl Z* 50 (2): 112-7, 1995.
50. Edelhoff D, Sorensen JA. Retention of selected core materials to zirconia posts. *Oper Dent* 27 (5): 455-61, 2002.
51. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Klinische Erfahrungen mit konfektionierten Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 55 (11): 746-50, 2000.
52. Edelhoff D, Weber M, Spiekermann H, Marx R. PVD-Beschichtung für verbesserte Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte. *Schweiz Mschr Zahnmed* 116 (10): 992-9, 2006.
53. Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18 (17): 915-924, 1963.
54. Eichner K. [Use of metal alloys in dentistry - an overview]. *Zwr* 92 (2): 28-30, 33-6, 1983.
55. Eichner K, Viohl J. [Clinical and technological studies on filling materials (introduction)]. *Dtsch Zahnärztl Z* 26 (6): 610-9, 1971.
56. Ellner S, Bergendal T, Bergman B. Four post-and-core combinations as abutments for fixed single crowns: a prospective up to 10-year study. *Int J Prosthodont* 16 (3): 249-54, 2003.
57. Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent* 65 (2): 179-87, 1991.
58. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 13 (5): 255-60, 2000.
59. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 13 (Spec No): 15B-18B, 2000.
60. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 13 (Spec No): 9B-13B, 2000.
61. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 31 (1): 18-22, 2004.
62. 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 (3): 250-6, 2006.

63. 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 (4): 476-82, 2004.
64. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 28 (5): 543-51, 2003.
65. Franchi M, Breschi L, Ruggeri O. Cusp fracture resistance in composite-amalgam combined restorations. *J Dent* 27 (1): 47-52, 1999.
66. Frankenberger R, Kern M. Dentin adhesives create a positive bond to dental hard tissue. *Int J Comput Dent* 6 (2): 187-92, 2003.
67. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27 (2): 89-99, 1999.
68. Garcia-Godoy F, Kramer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 26 (11): 1113-8.
69. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 82 (3): 341-7, 1999.
70. Gateau P, Sabek M, Dailey B. In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post-and-core applications. *J Prosthet Dent* 86 (2): 149-55, 2001.
71. Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent* 84 (2): 169-79, 2000.
72. Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod* 29 (9): 580-2, 2003.
73. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts--a prospective study. *J Can Dent Assoc* 66 (11): 613-8, 2000.
74. 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 (4): 243-50, 1994.
75. 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 (2): 79-84, 1993.
76. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 42 (1): 39-44, 1979.
77. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 (3): 191-7, 1993.
78. Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A. [Ridge stabilization with adhesive inlays in MOD cavities]. *Dtsch Zahnarzt Z* 45 (10): 660-3, 1990.
79. 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 (4): 342-9, 2005.
80. 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 (6): 1385-91, 2000.
81. 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 (1): 324-30, 2003.
82. Hauman CH, Chandler NP, Purton DG. Factors influencing the removal of posts. *Int Endod J* 36 (10): 687-90, 2003.
83. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 22 (5): 477-85, 2006.
84. Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J* 195 (3): 155-8; discussion 147, 2003.

85. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 34 (4): 661-70, 1972.
86. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 2 ed. München, Jena: Urban & Fischer, 1999.
87. 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 (4): 438-45, 2002.
88. 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 (6): 427-33, 2001.
89. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent* 87 (4): 380-6, 2002.
90. Hofmann M. Das ER-Stiftsystem zum Aufbau marktoter Zähne (I). *Quintessenz* 36 (1): 41-50, 1985.
91. Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices* 5 (6): 729-45, 2008.
92. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 75 (2): 140-7, 1996.
93. Hood J. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. *International Dental Journal* 41: 25-32, 1991.
94. Hosmer D, Lemeshow S. Applied logistic regression. John Wiley & sons, 1989.
95. Howe CA, McKendry DJ. Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture. *J Am Dent Assoc* 121 (6): 712-5, 1990.
96. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod* 18 (5): 209-15, 1992.
97. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 55 (1): 33-8, 1986.
98. 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 (3): 121-9, 1992.
99. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 5 (3): 257-61, 1992.
100. 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 (1): 78-82, 1999.
101. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 9 (2): 131-6, 1996.
102. Ivoclar, AG. Wissenschaftliche Dokumentation CosmoPost/IPS Empress Cosmo Rohling. Schaan, Liechtenstein, 1997.
103. Jantarat J, Palamara JE, Messer HH. An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading. *J Dent* 29 (5): 363-70, 2001.
104. 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 (2): 154-8, 2002.
105. Junge T, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont* 11 (6): 558-64, 1998.
106. Kaelin D, Schäfer P. Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 101: 457-463, 1991.

107. Kampe MT. Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit. Freiburg: Med.Diss., 2005.
108. Kantor ME, Pines MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 38 (4): 405-12, 1977.
109. Kappert H, Krah M. Keramiken - eine Übersicht. *Quintessence* 27, 2001.
110. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81 (6): 652-61, 1999.
111. Kern M, Knode H. Stiftkernaufbauten aus In-Ceram - Direkte und indirekte Methode. *Quintessenz Zahntechnik* 17: 917-21, 1991.
112. Kern M, Pleimes AW, Strub JR. Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 50 (6): 451-53, 1995.
113. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 14 (1): 64-71, 1998.
114. 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 (6): 599-609, 1990.
115. Klein F, Keller AK, Staehle HJ, Dorfer CE. Proximal contact formation with different restorative materials and techniques. *Am J Dent* 15 (4): 232-5, 2002.
116. Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent* 9 (5): 449-62, 2007.
117. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 31 (1): 55-60, 1983.
118. Koutayas SO, Kern M. Vollkeramische Stiftkernaufbauten-Stand der Technik. *Quintessenz* 50 (7): 701-11, 1999.
119. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100 (8): 953-60, 1990.
120. Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger B, Reiss B, Wiedhahn K. Vollkeramik auf einen Blick. 2. deutsche Auflage ed. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., p. 94, 2006.
121. Kwiatkowski S, Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont* 2 (1): 51-5, 1989.
122. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 20 (1): 29-36, 2004.
123. Lau VM. The reinforcement of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 20 (2): 313-28, 1976.
124. Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1998.
125. Lehmann KM, Hellwig Elmar. Zahnärztliche Propädeutik. 10. Auflage 2005 ed. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, p. 322, 2005.
126. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod* 20 (10): 479-85, 1994.
127. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 69 (1): 32-6, 1993.
128. Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Bronkhorst EM, Plasschaert AJ. The long-term effect of a composite resin restoration on proximal contact tightness. *J Dent* 35 (2): 104-8, 2007.
129. Loomans BA, Opdam NJ, Roeters JF, Bronkhorst EM, Plasschaert AJ. Influence of composite resin consistency and placement technique on proximal contact tightness of Class II restorations. *J Adhes Dent* 8 (5): 305-10, 2006.

130. Lopes LM, Leitaó JG, Douglas WH. [Influence of cavity preparation on mechanical resistance of teeth]. *Rev Port Estomatol Cir Maxilofac* 31 (4): 207-13, 1991.
131. Lynch CD, Burke FM, Ni Riordain R, Hannigan A. The influence of coronal restoration type on the survival of endodontically treated teeth. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 12 (4): 171-6, 2004.
132. Mackert JR, Jr., Butts MB, Fairhurst CW. The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dent Mater* 2 (1): 32-6, 1986.
133. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 16 (1): 39-44, 2003.
134. 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 (3): 297-301, 2002.
135. 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 (2): 153-8, 1999.
136. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *Int Endod J* 38 (1): 46-51, 2005.
137. 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 (5): 527-32, 1998.
138. Marxkors R. [Marginal seal of cast crowns]. *Dtsch Zahnärztl Z* 35 (9): 913-5, 1980.
139. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Auflage ed. Köln, München: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser Köln München, p. 334, 2001.
140. Meeuwissen R, Eschen S. Twenty years of endodontic treatment. *J Endod* 9 (9): 390-3, 1983.
141. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 78 (1): 10-4, 1997.
142. 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 (4): 301-6, 2003.
143. Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 68 (3): 428-35, 1992.
144. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 16 (6): 593-6, 2003.
145. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 48 (2): vi, 397-416, 2004.
146. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent* 93 (2): 164-70, 2005.
147. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent* 33 (4): 305-12, 2005.
148. Naumann M, Lange KP. Ansichten und Techniken zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 58 (5): 280-5, 2003.
149. Nothdurft FP. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten. Ludwig-Maximilians-Universität München: Med. Diss., 2000.
150. Nothdurft FP, Gernet W, Pospiech PR. In-vitro-Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z* 58 (8): 451-6, 2003.

151. Nothdurft FP, Pospiech PR. Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: a pilot study. *J Prosthet Dent* 95 (4): 311-4, 2006.
152. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. The fracture behavior of premolar teeth with class II cavities restored by both direct composite restorations and endodontic post systems. *J Dent* 36 (6): 444-9, 2008.
153. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *J Prosthet Dent* 66 (2): 181-7, 1991.
154. Oh SH, Nakano M, Bando E, Keisuke N, Shigemoto S, Jeong JH, Kang DW. Relationship between occlusal tooth contact patterns and tightness of proximal tooth contact. *J Oral Rehabil* 33 (10): 749-53, 2006.
155. Ottl P, Hahn L, Lauer H, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 29 (2): 175-83, 2002.
156. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67 (3): 325-7, 1992.
157. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod* 21 (2): 57-61, 1995.
158. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 10 (2): 91-3, 1994.
159. 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 (5): 524-8, 2004.
160. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review. *Quintessence Int* 36 (9): 737-46, 2005.
161. 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 (3): 302-6, 2002.
162. Plasmans PJ, Visseren LG, Vrijhoef MM, Kayser AF. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Endod* 12 (9): 382-7, 1986.
163. 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 (10): 710-5, 2002.
164. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig* 6 (4): 189-97, 2002.
165. Pospiech P. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. 1 ed. Stuttgart, New York: Thieme, 2001.
166. Pospiech P. Keramik-Vollkeramik - Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. Seefeld, Germany: 3M ESPE AG, 2004.
167. Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 34 (5): 366-9, 2003.
168. 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 (1): 64-9, 2001.
169. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand* 44 (5): 271-7, 1986.
170. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 15 (11): 512-6, 1989.

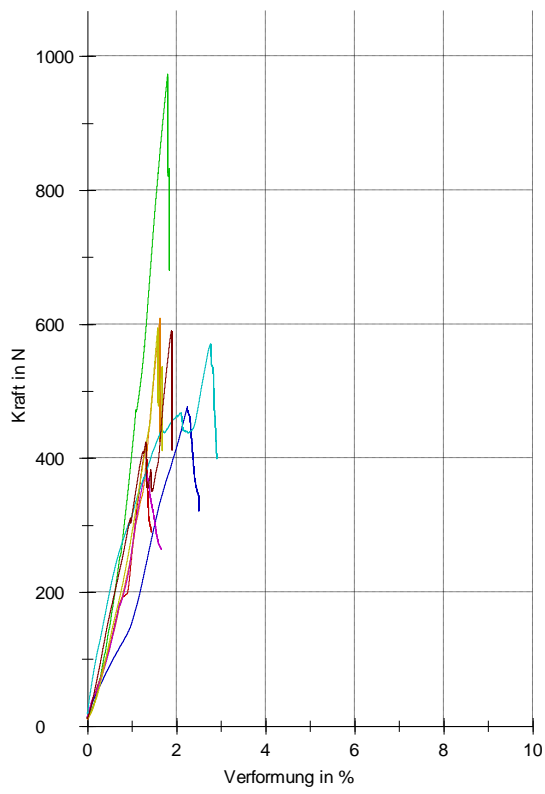
171. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 29 (2): 125-31, 2003.
172. Rivera EM, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol* 38 (7): 541-6, 1993.
173. Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc* 120 (5): 558, 560, 562 passim, 1990.
174. Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig* 9 (2): 84-90, 2005.
175. Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann KH, Hickel R. One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 80 (4): 410-6, 1998.
176. Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 1994.
177. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 30 (5): 289-301, 2004.
178. Schwickerath H. [Masticatory force--mastication pressure--loading capacity]. *Dtsch Zahnärztl Z* 31 (11): 870-3, 1976.
179. Schwickerath H, Coca I. Einzelkronen aus Glaskeramik. *Phillip J* 4 (6): 336-338, 1987.
180. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 78 (1): 5-9, 1997.
181. Sikora M. Einfluß der Stiftversorgung auf die in vitro Bruchfestigkeit und Randqualität vollkeramischer Frontzahnkronen. Universität Regensburg: Med. Diss., 2001.
182. Simon MH-P, Paffrath J. Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz* 46: 1085-1101, 1995.
183. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. *J Prosthet Dent* 81 (3): 262-9, 1999.
184. Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 16 (10): 498-504, 1990.
185. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 28 (7): 457-62, 1997.
186. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 52 (2): 231-4, 1984.
187. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 64 (4): 419-24, 1990.
188. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 63 (5): 529-36, 1990.
189. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 52 (1): 28-35, 1984.
190. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 51 (6): 780-4, 1984.
191. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 39 (4): 400-5, 1978.
192. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 44 (4): 398-404, 1980.
193. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 30 (2): 162-5, 1973.

194. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 81 (4): 380-5, 1999.
195. 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 (6): 417-23, 1996.
196. 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 (2): 120-4, 2001.
197. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. *Curriculum Prothetik*. 2 ed. Berlin: Quintessenz Verlags- GmbH, 2003.
198. 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 (4): 305-11, 1998.
199. Torbjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 104 (5-6): 605-11, 1996.
200. Trabert KC, Caput AA, Abou-Rass M. Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 4 (11): 341-5, 1978.
201. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 28 (4): 923-51, 1984.
202. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1 (3): 108-11, 1985.
203. Tveit AB, Gjerdet NR. Fluoride release from a fluoride-containing amalgam, a glass ionomer cement and a silicate cement in artificial saliva. *J Oral Rehabil* 8 (3): 237-41, 1981.
204. Unterbrink G. IPS - Empress. Ein neues Vollkeramiksystem Zwr 100, 1991.
205. van Dijken JW, Kreulen CM, van Pelt AW. [Composite inlays]. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 103 (11): 468-71, 1996.
206. VDW-GmbH. *Verarbeitungsanleitung DT Light SL*. München, 2006.
207. 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 (7): 495-502, 2002.
208. Viohl J, Zimmer M. [Measurements of the elastic and permanent deflection of MOD restorations during vertical loading]. *Dtsch Zahnarzt Z* 45 (10): 643-5, 1990.
209. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 17 (7): 338-42, 1991.
210. Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res* 102 (2): 92-6, 1994.
211. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2 (2): 139-47, 2000.
212. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endod* 17 (6): 293-7, 1991.
213. Widera MP. *Die Retention verschiedener Wurzelkanalstiftsysteme in Abhängigkeit von Zementen und Vorbehandlungstechniken*. MLU Halle-Wittenberg: Med. Diss., 2004.
214. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 132 (4): 133-5, 1972.
215. Wirz J, Christ R. Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten - eine In-vitro-Studie. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 92 (5): 408-28, 1982.
216. 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.

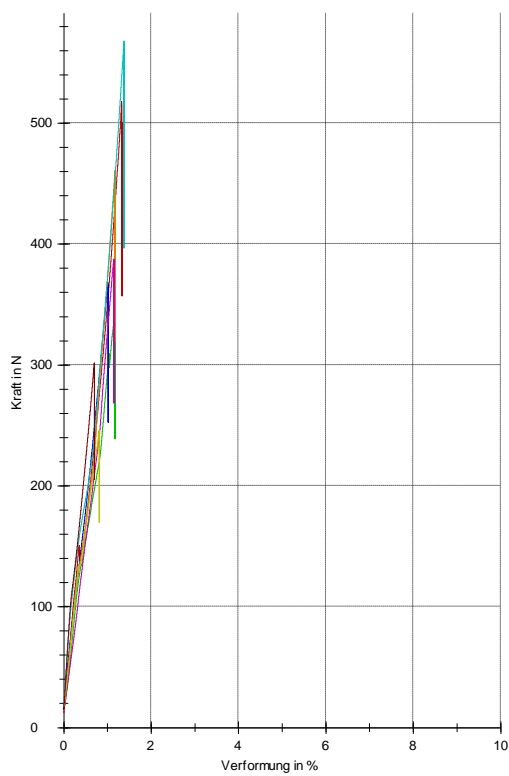
217. Wu MK, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Microleakage along apical root fillings and cemented posts. *J Prosthet Dent* 79 (3): 264-9, 1998.
218. Zhang L, Huang L, Xiong Y, Fang M, Chen JH, Ferrari M. Effect of post-space treatment on retention of fiber posts in different root regions using two self-etching systems. *Eur J Oral Sci* 116 (3): 280-6, 2008.
219. 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 (4): 368-73, 2003.

7.2 Prüfprotokolle und Verlaufskurven der Bruchtests

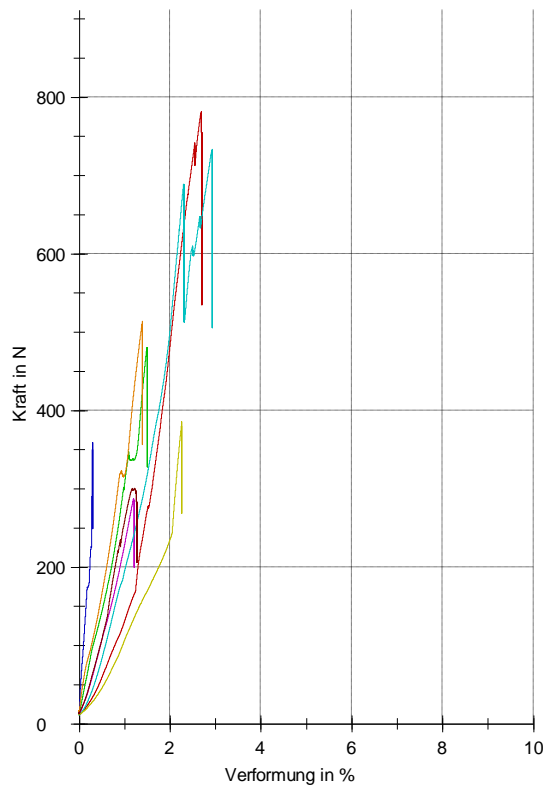
Gruppe K: keine Versorgung (unversehrter Zahn).



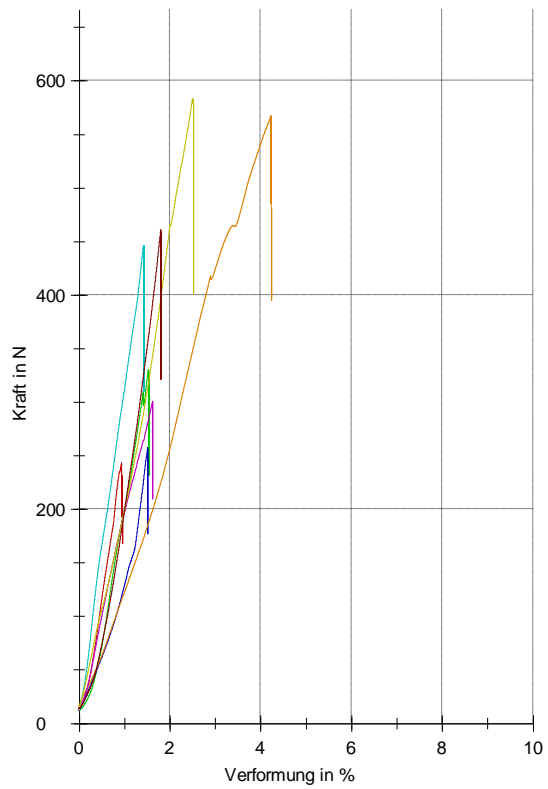
Gruppe I: Füllung/kein Stift.



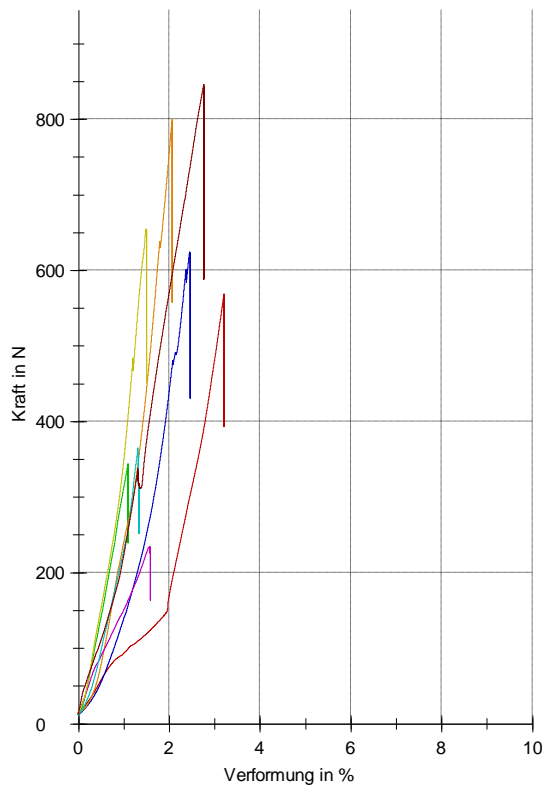
Gruppe II: Inlay/kein Stift.



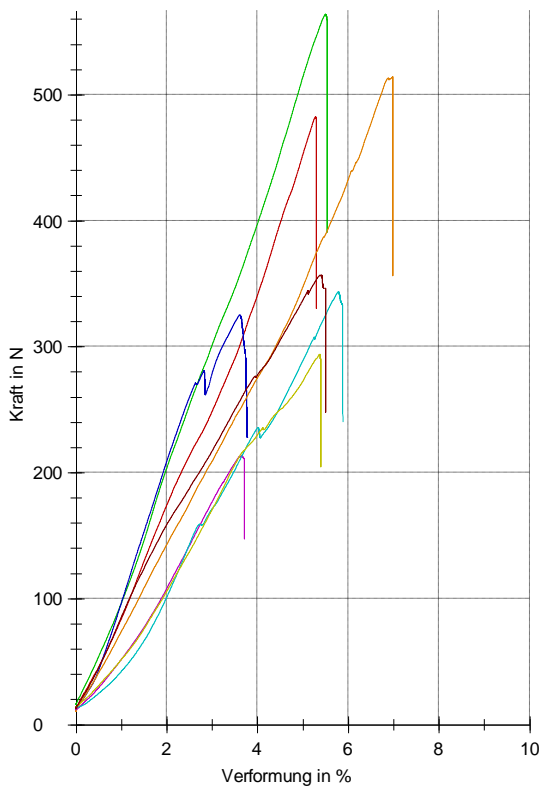
Gruppe III: Füllung/Stift.



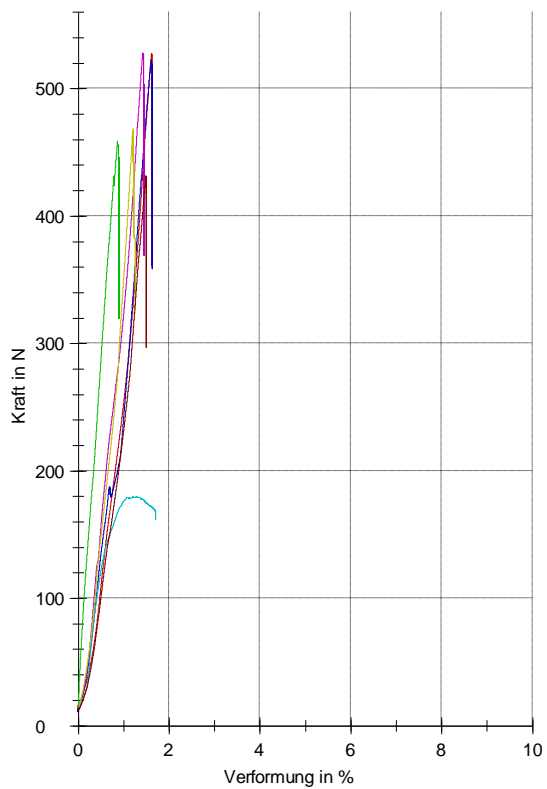
Gruppe IV: Inlay/Stift.



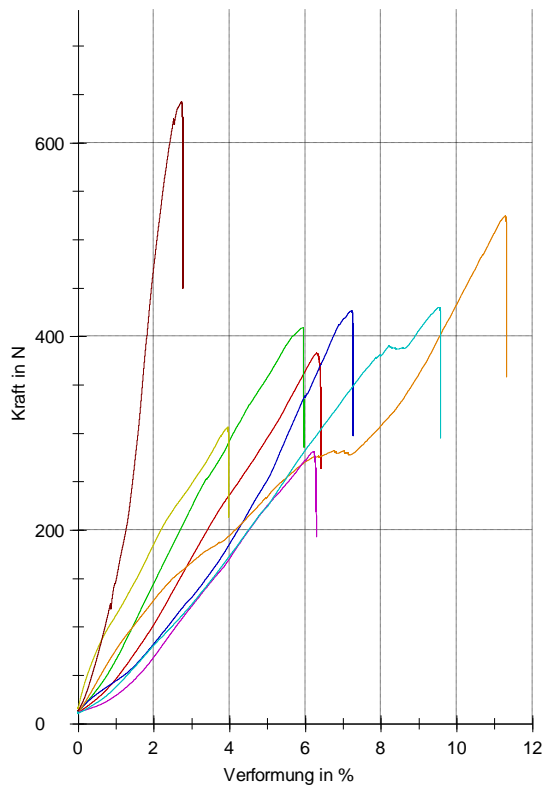
Gruppe 1: Füllung/kein Stift/1 Appr.



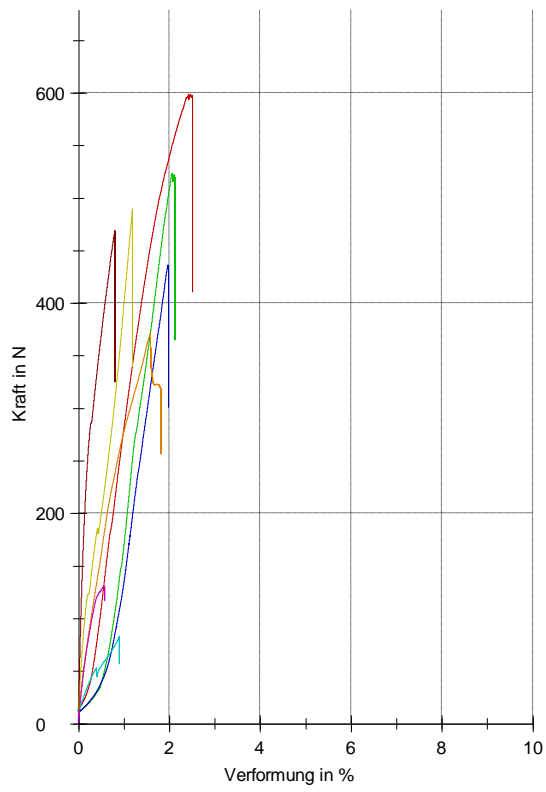
Gruppe 2: Füllung/Stift/1 Appr.



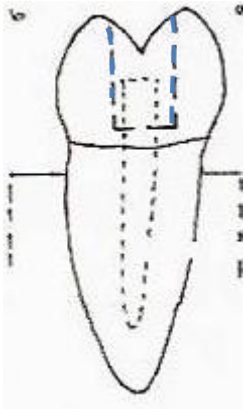
Gruppe 3: Füllung/kein Stift/2 Appr.



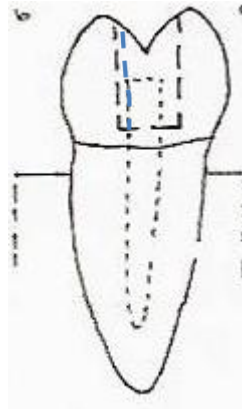
Gruppe 4: Füllung/Stift/2 Appr.



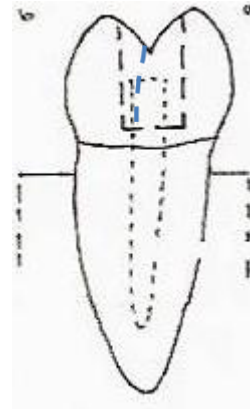
7.3 Bruchverläufe der Gruppen



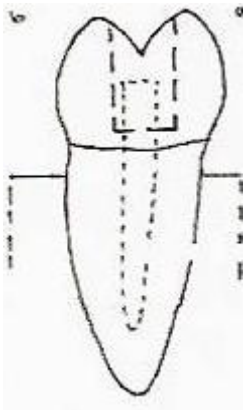
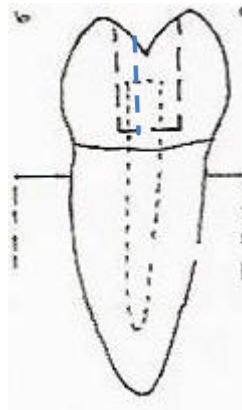
K. 1



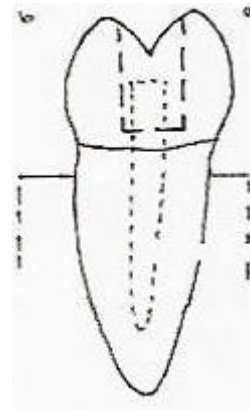
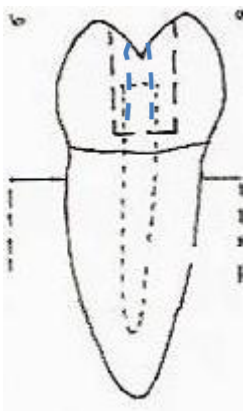
K. 2



K. 3

K. 4 bukkal
gebrochen

K. 5

K. 6 bukkal
gebrochen

K. 7

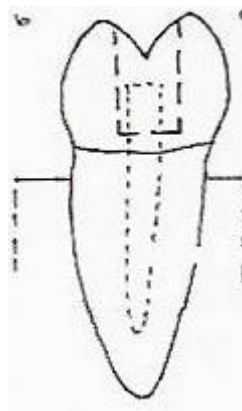
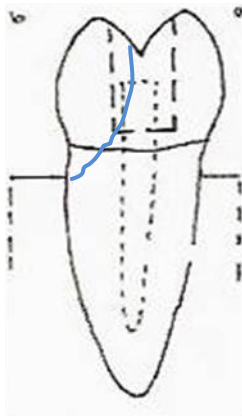
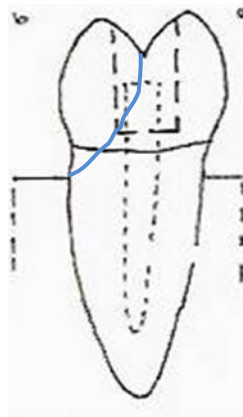
K. 8 bukkal
Gebrochen

Abb. 62: Bruchverlauf Kontrollgruppe, durchgezogene Linie: vollständiger Bruch, gestrichelte Linie: Riss.



I.1



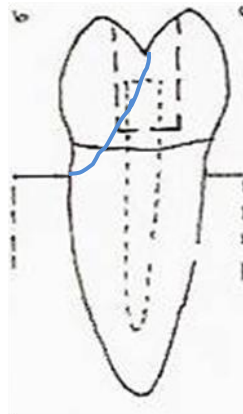
I.2



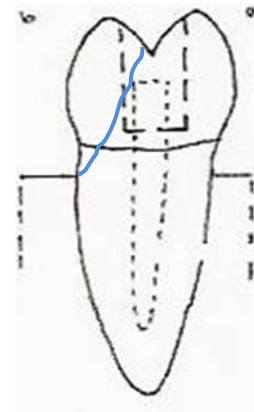
I.3



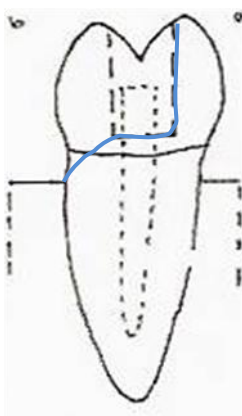
I.4



I.5



I.6

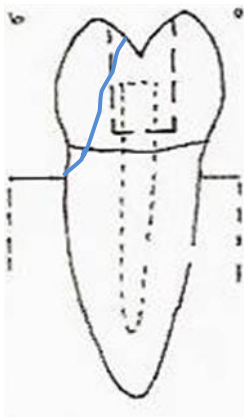


I.7

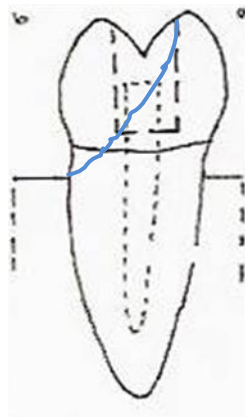


I.8

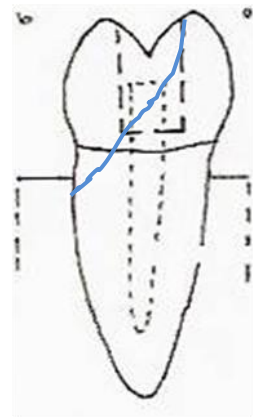
Abb. 63: Bruchverlauf Gruppe I.



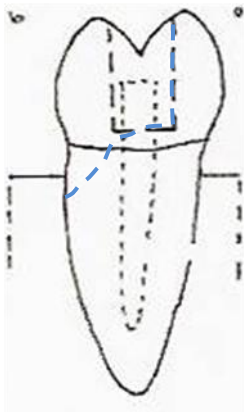
II.1



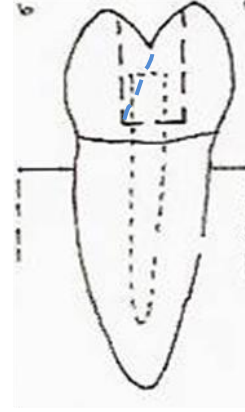
II.2



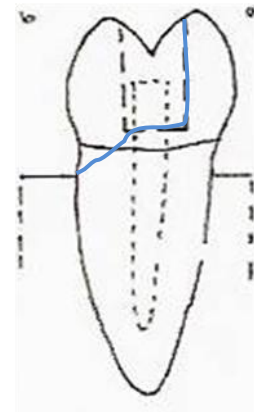
II.3



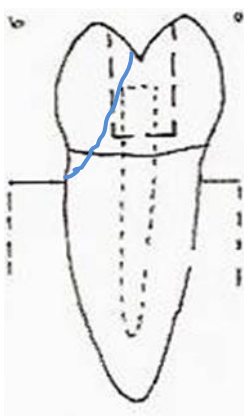
II.4



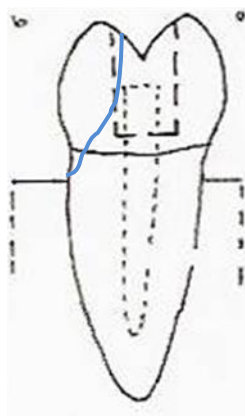
II.5



II.6

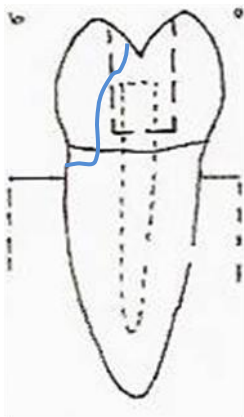


II.7

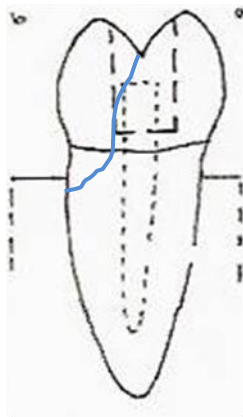


II.8

Abb. 64: Bruchverlauf Gruppe II.



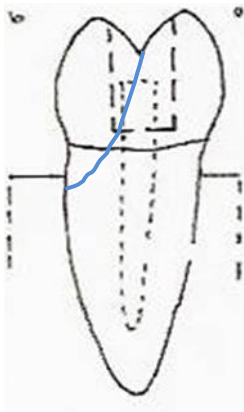
III.1



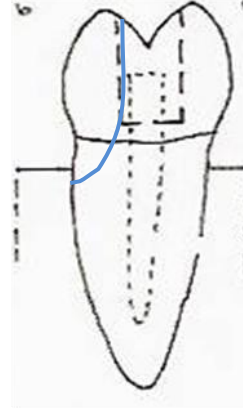
III.2



III.3



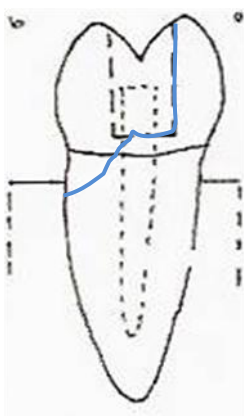
III.4



III.5



III.6

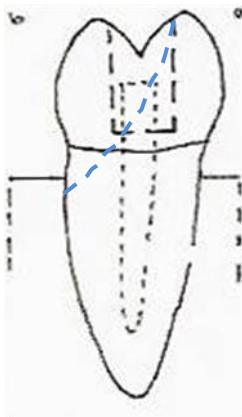


III.7

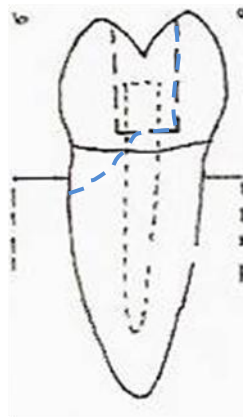


III.8

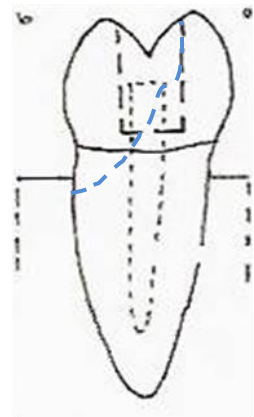
Abb. 65: Bruchverlauf Gruppe III.



IV.1



IV.2



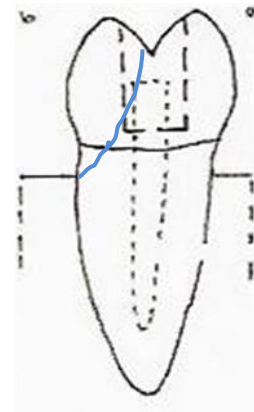
IV.3



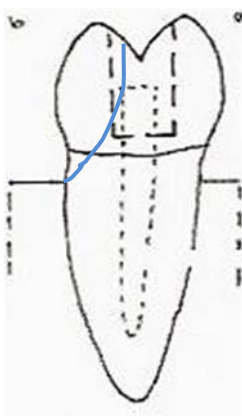
IV.4



IV.5



IV.6



IV.7

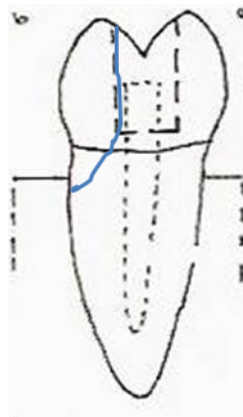


IV.8

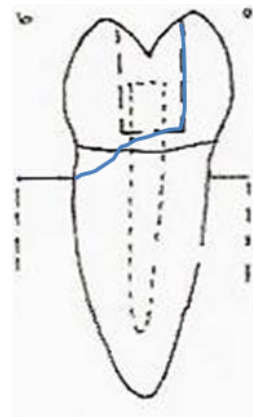
Abb. 66: Bruchverlauf Gruppe IV.



1.1



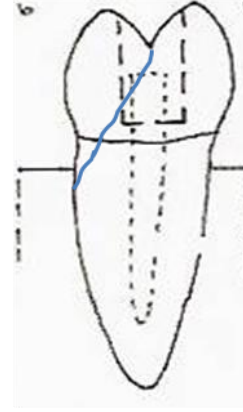
1.2



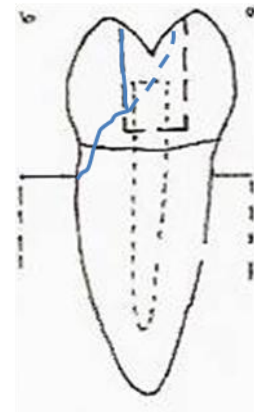
1.3



1.4



1.5



1.6



1.7

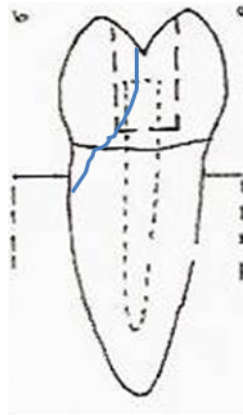


1.8

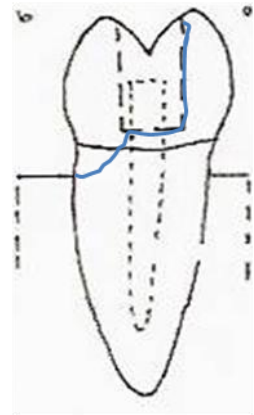
Abb. 67: Bruchverlauf Gruppe 1.



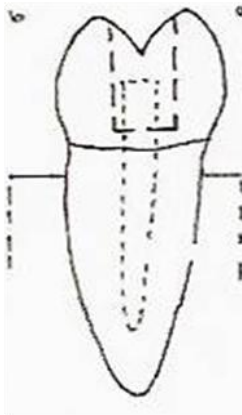
2.1



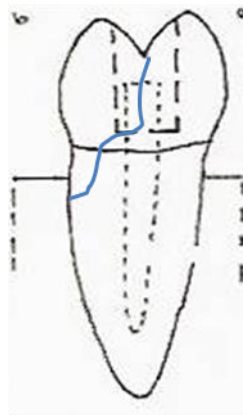
2.2



2.3



2.4 Bruch schon vor Belastung



2.5



2.6



2.7



2.8

Abb. 68: Bruchverlauf Gruppe 2.



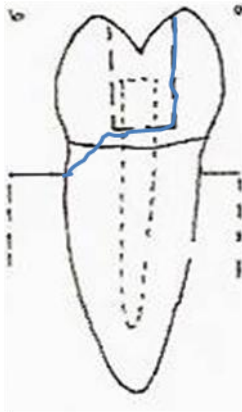
3.1



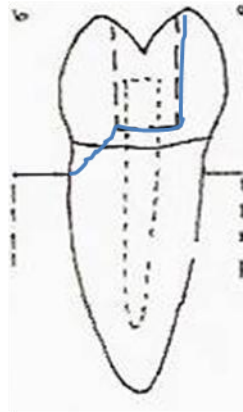
3.2



3.3



3.4



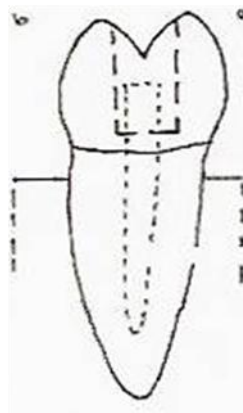
3.5



3.6



3.7

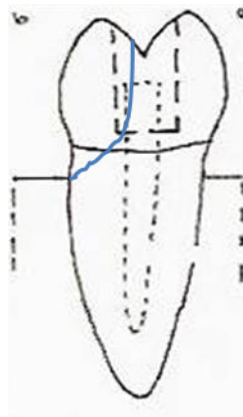


3.8 nicht auswertbar

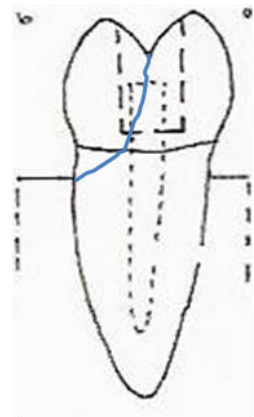
Abb. 69: Bruchverlauf Gruppe 3.



4.1



4.2



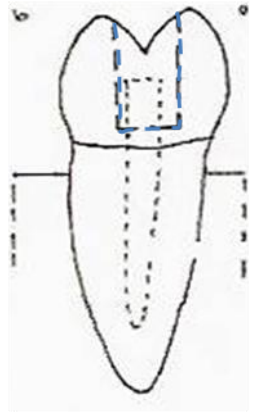
4.3



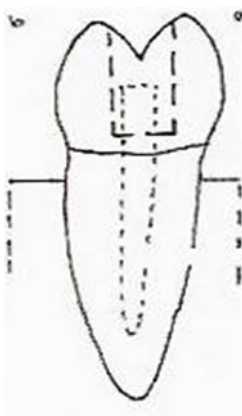
4.4



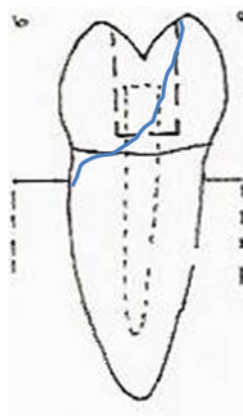
4.5



4.6 nur
Flg. raus-
gebrochen



4.7 me+di Sprünge



4.8

Abb. 70: Bruchverlauf Gruppe 4.

7.4 Verwendete Materialien

Eiswürfelbehälter (Lebensmittelmarkt)
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)
DT Light SL-System (VDW GmbH, München, D)
Panavia F 2.0 /ED Primer II (Kuraray, Osaka, Japan)
Palapress Vario (Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D)
Parallelfräsgesät 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)
Mikrohybridkomposit Herculite XRV/ Optibond FL (KerrHawe, Bioggio, CH)
Messstab-Folie
37,5 %-ige Phosphorsäure (Gel etchant, KerrHawe, Bioggio, CH)
Microbrush-Einwegbürstchen (Dentsply DeTrey, Konstanz, D)
Kompositpolierer: 9400, 9401, 9402 jeweils 030 (Brasseler, Lemgo, D)
Dubliermasse Adisil blau (Siladent, Dr. Böhme und Schöps GmbH, D)
Honigum (DMG, Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, 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)
S-U-Ästhetikwachs-O, beige (Schuler-Dental GmbH & CoKG)
Star-Vest (Fa. Weber Dental, Stuttgart, D)
Sheraaluminiumoxid (SHERA Werkstofftechnologie GmbH & CoKG, Leimförde, D)
Presskeramik (Ivoclar, Schaan/Lichtenstein)
Lippenstift (Drogerie)
Malfarbe (Renfert GmbH, Hilzingen, D)
Variolink (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, D)
Remanium GM 800+ (Dentaurum, Pforzheim, D)

Anti-Rutsch-Lack (Wenco-Wenselaar GmbH, Hilden, D)

Thermozyklierer (Fa. 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 18.0 (Fa. SPSS GmbH Software, München, D)

8. DANKSAGUNG

Für die freundliche Überlassung des Themas und die kompetente, fachliche Beratung bei der Durchführung der Untersuchungen an der Klinik für Prothetik und Werkstoffkunde der Universität des Saarlandes möchte ich Herrn PD Dr. med. dent. Frank P. Nothdurft danken. Darüberhinaus hat er mich bei Fragestellungen und Problemlösungen jederzeit wissenschaftlich fundiert unterstützt.

Ferner gilt mein Dank Herrn Zahntechniker Andreas Knauber für seine Unterstützung bei der Durchführung der Alterungssimulation und des statischen Bruchtests.

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

Den Firmen Dentaurum GmbH & Co KG, Ispringen und VDW, München, Danke für die zur Verfügung gestellten Metalle bzw. Stiftsysteme.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie und meinem Partner für das Verständnis und die zahlreichen Ermunterungen sowie die weit über diese Doktorarbeit hinausreichende Unterstützung ganz herzlich bedanken. Als Dankeschön widme ich Euch diese Arbeit!

9. LEBENS LAUF

Persönliche Daten

Name: Stephanie Edda Otter
Geburtsdatum: 18.10.1983
Geburtsort: Mannheim-Neckarau
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Vater: Bruno Johannes Otter
Mutter: Edda Elisabeth Otter

Schulbildung

08/1990 – 06/1994 Grundschule Bännjerrück, Kaiserslautern
08/1994 – 03/2003 St.- Franziskus-Gymnasium, Kaiserslautern, Abitur

Studium

10/2003 – 07/2009 Studium der Zahnheilkunde an der Universität des Saarlandes
09/2004 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
10/2006 Zahnärztliche Vorprüfung
07/2009 – 12/2009 Zahnärztliche Prüfung

Berufstätigkeit

seit 04/2010 Zahnärztliche Tätigkeit in der Zahnarztpraxis Dr. Ralph H. Gerhardt, Kaiserslautern