

Aus dem Institut für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und  
Funktionslehre  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Direkte adhäsive postendodontische Rekonstruktion oberer  
Frontzähne

Einfluss der Defektausdehnung und der Aufbaustiftinsertion auf Belastbarkeit  
und Frakturverhalten *in vitro*

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Maria Bruhnke

aus Brest

Datum der Promotion: 07.12.2018

Meiner Mutter  
Tatiana

---

<b>Inhaltsverzeichnis</b>		<b>Seite</b>
<b>1</b>	<b>Abstrakt</b>	1
<b>2</b>	<b>Abstract</b>	2
<b>3</b>	<b>Einleitung</b>	3
3.1	Die postendodontische Restauration	3
3.2	Indikationen zur Wurzelkanalbehandlung	3
3.3	Gesamtüberlebensraten endodontisch behandelter Zähne	4
3.4	Der endodontisch behandelte Zahn	4
3.5	Misserfolge der postendodontischen Rekonstruktion	5
3.6	Prognosebestimmende Faktoren	6
3.7	Der Zahnhartsubstanzdefekt	7
3.8	Therapiekonzepte der postendodontischen Restauration	8
3.8.1	Stiftstumpfaufbauten	8
3.8.2	Stiftindikation	12
3.8.3	Therapiekonzepte – indirekte Versorgungen	13
3.8.4	Therapiekonzepte – direkte Versorgungen	14
3.9	Bedeutung der In-vitro-Untersuchungen zur maximalen Belastbarkeit	18
<b>4</b>	<b>Problemstellung und Zielsetzung</b>	19
4.1	Problemstellung	19
4.2	Zielsetzung	20
<b>5</b>	<b>Methodik</b>	21
5.1	Zahnauswahl und Ausschlusskriterien	21
5.2	Vorbehandlung der Zähne	21
5.3	Vermessung der Zähne	21
5.4	Endodontische Aufbereitung	22
5.5	Gruppenzuweisung und Studiendesign	22
5.6	Defektpräparation	24
5.7	Wurzelfüllung	25
5.8	Stiftinsertion	25
5.9	Kompositrestaurationen der Probenzähne mit Trepanations- und Klasse-III-Defekten	29
5.10	Kompositaufbauten der dekapitierten Proben	30
5.11	Einbettung der Probenkörper	31

---

5.12	Kausimulation	33
5.13	Bruchversuche	34
5.14	Frakturmusteranalyse	35
5.15	Statistik	35
<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>36</b>
6.1	Ergebnisse der Zahnvermessung und Gruppenverteilung	36
6.2	Auswertung der Versagensrate nach der Kausimulation	38
6.3	Auswertung der maximalen Belastbarkeit	39
6.3.1	Einfluss der Defektgröße auf die maximale Belastbarkeit	42
6.3.2	Einfluss der Stiftinsertion auf die maximale Belastbarkeit	43
6.4	Auswertung der Frakturmuster	45
6.4.1	Frakturmusteranalyse	45
6.4.2	Häufigkeitsverteilung der Frakturmuster innerhalb der Versuchsgruppen	46
6.4.3	Grafische Darstellung der meist beobachteten Frakturmuster	49
6.4.4	Häufigkeitsverteilung der infausten und restaurierbaren Frakturen innerhalb der Versuchsgruppen	51
6.4.5	Zusammenhang zwischen Stiftinsertion und dem Frakturmuster infaust/restaurierbar	54
<b>7</b>	<b>Diskussion</b>	<b>55</b>
7.1	Diskussion der Methodik	55
7.1.1	Zahnauswahl	55
7.1.2	Gruppenzuweisung	56
7.1.3	Defektpräparation	57
7.1.4	Wurzelkanalbehandlung	57
7.1.5	Stiftinsertion	58
7.1.6	Stiftzementierung	59
7.1.7	Kompositrestaurationen	60
7.1.8	Probenkörpervorbereitung und Einbettung	60
7.1.9	Kausimulation	61
7.1.10	Bruchversuche	62
7.2	Diskussion der Ergebnisse	63
7.2.1	Kausimulation	63
7.2.2	Bruchversuche	63
7.2.3	Einfluss der Defektgröße auf die maximale Belastbarkeit	65

Inhaltsverzeichnis	III
7.2.4 Einfluss der Stiftinsertion auf die maximale Belastbarkeit	67
7.2.5 Frakturmusteranalyse	69
<b>8 Schlussfolgerung</b>	<b>71</b>
<b>9 Literaturverzeichnis</b>	<b>72</b>
<b>10 Anhang</b>	<b>84</b>
10.1 Paarweiser Gruppenvergleich in Bezug auf die maximale Belastbarkeit	84
10.2 Paarweiser Gruppenvergleich in Bezug auf die Frakturmuster infaust/restaurierbar	84
10.3 Abkürzungsverzeichnis	85
10.4 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	86
10.5 Materialliste	88
10.6 Eidesstattliche Versicherung	91
10.7 Lebenslauf	92
10.8 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen	93
10.9 Danksagung	95

## 1 Abstrakt

### Einleitung:

Gegenstand dieser In-vitro-Studie ist die Untersuchung der Auswirkung bestimmter Defektextensionen einerseits und der adhäsiven Befestigung eines glasfaserverstärkten Aufbaustiftes (GFP) andererseits auf die maximale Belastbarkeit (Fmax) endodontisch behandelter, direkt restaurierter Oberkieferinzisivi.

### Methodik:

96 menschliche zentrale und kariesfreie Oberkieferinzisivi wurden endodontisch behandelt und randomisiert auf vier Gruppen verteilt (n = 24): Trepanationskavität (A), Trepanations- und uniproximale Klasse-III-Kavität (U), Trepanations- und biproximale Klasse-III-Kavität (B), dekapitiert (D). Die Zähne wurden mit Kompositfüllungen direkt restauriert, bei zwölf Zähnen pro Gruppe erfolgte eine zusätzliche adhäsive Insertion eines glasfaserverstärkten Kompositstiftes (P). Im Vorfeld der linearen Belastungstestung wurden die Zähne einer simultanen thermo-mechanischen Belastung (Kausimulation) unterzogen (1,2 Mio. Zyklen, 0-50 N; 6000 thermische Zyklen bei 5-55 °C, 2 min/Zyklus). Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Log-rank-Test nach der Kausimulation sowie mit dem Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test und dem exakten Test nach Fisher nach den Bruchlastversuchen.

### Ergebnisse:

Während der Kausimulation war in Gruppe D für Zähne ohne Stiftinsertion eine signifikant höhere Versagensrate festzustellen ( $p = 0,001$ ). Folgende Werte wurden für Fmax (Medianwert) [N] ermittelt: (A) 483, (AP) 534, (U) 418, (UP) 527, (B) 470, (BP) 502, (D) 38, (DP) 469. Diese waren signifikant unterschiedlich ( $p = 0,003$ ). Der paarweise Gruppenvergleich zeigte für Gruppe D einen signifikanten Unterschied zu allen anderen Versuchsgruppen ( $p < 0,008$ ). Das dominierende Versagensmuster in den Gruppen A bis B war die Wurzelfraktur. In Gruppe D wurden überwiegend intrakoronale Frakturen beobachtet.

### Schlussfolgerung:

Endodontisch behandelte, zentrale Oberkieferinzisivi mit Defektextensionen bis zu biproximalen Klasse-III-Läsionen können direkt mit Komposit restauriert werden. Eine zusätzliche Stiftinsertion hat bei diesen Defektextensionen keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit. Dekapitierte Zähne profitieren jedoch von einer adhäsiven Stiftinsertion.

## 2 Abstract

### Objective:

The aim of this in vitro study was to evaluate the impact of certain cavity extensions and the placement of an adhesively luted glass-fiber post (GFP) on the load capability (Fmax) of directly resin composite restored endodontically treated maxillary central incisors.

### Methods:

96 extracted human maxillary incisors were endodontically treated and randomly distributed to four groups (n = 24): access cavity (A), access cavity and uniproximal class III cavity (U), access cavity and biproximal class III cavity (B), decoronated (D). Specimens were restored with a direct resin composite filling and twelve specimens of each group received an adhesively luted glass-fiber post (P). Prior to linear loading specimens were exposed to thermo-mechanical loading (1.2 million cycles, 0-50 N; 6000 thermal cycles at 5-55 °C, 2 min each). Statistical analysis was performed using log-rank test after thermal cycling, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U and Fisher's exact test after linear loading tests.

### Results:

Significantly more early failures occurred in group D for specimens without GFP during thermo-mechanical loading ( $p = 0.001$ ). The maximum load capabilities Fmax (median) [N] were: (A) 483, (AP) 534, (U) 418, (UP) 527, (B) 470, (BP) 502, (D) 38, (DP) 469. They differed significantly among groups ( $p = 0.003$ ). Pairwise analysis between experimental groups revealed lower Fmax values for group D compared to all other groups ( $p < 0.008$ ). The predominant failure mode in groups A to B was root fracture. In group D mainly coronal fractures were observed.

### Conclusion:

Endodontically treated maxillary central incisors with increasing coronal substance loss up to biproximal class III cavities may successfully be directly restored with resin composite. An additional post-placement has no effect on load capability of teeth with access cavity and class III restorations. However, teeth with no remaining cavity wall benefit from post placement.

### 3 Einleitung

#### 3.1 Die postendodontische Restauration

Die postendodontische Restauration endodontisch behandelter Zähne umfasst die kaufunktionelle und ästhetische Rekonstruktion der verloren gegangenen Zahnhartsubstanz und bleibt trotz jahrelanger klinischer Erfahrung ein Thema, das unter vielen Aspekten kontrovers diskutiert wird. Da die endodontische Therapie eine tägliche Routinebehandlung in der zahnärztlichen Praxis darstellt, ist die Therapieentscheidung über die postendodontische Versorgung von maßgeblicher Bedeutung für einen erfolgreichen Behandlungsverlauf. Als wesentliche Ziele jeder postendodontischen Rekonstruktion stehen die Rehabilitation der Funktion, die Frakturprophylaxe unter funktioneller Belastung und ein adäquater Verschluss des endodontisch behandelten Wurzelkanalsystems im Vordergrund aller therapeutischen Entscheidungsprinzipien [1]. Grundlegende Anforderungen an die postendodontische Restauration stellen dabei zudem die Randedichtigkeit der Restauration, der Schutz der verbliebenen Zahnhartsubstanz und eine annehmbare Ästhetik dar.

#### 3.2 Indikationen zur Wurzelkanalbehandlung

Eine endodontische Behandlung ist indiziert, wenn eine irreversible Entzündung der Pulpa oder eine Pulpanekrose vorliegt [2]. Dabei können zusätzlich Begleitbefunde einer klinischen oder radiologischen apikalen Parodontitis bestehen. Auch im Zusammenhang mit chirurgischen Eingriffen kann eine endodontische Therapie erforderlich sein, wie etwa bei Wurzelresektionen und Hemisektionen oder bei der elektiven Devitalisierung der Pulpa im Zuge von Stiftstumpfaufbauten, wenn für die Adhäsion der Aufbaufüllung nicht genug Zahnhartsubstanz vorliegt [2]. Ein weiteres Indikationsspektrum stellen traumatische Verletzungen in Form von komplizierten Kronen- und/oder Wurzelfrakturen mit Beteiligung der Pulpa dar. Die Grundlage einer erfolgreichen Wurzelkanalbehandlung bilden mehrere für die Therapie notwendige Schritte, die in der chemischen und mechanischen Reinigung, der Formgebung des Wurzelkanalsystems, der Wurzelkanalfüllung und einer definitiven koronalen Restauration bestehen [3]. Für die therapeutische Restauration eines endodontisch behandelten Zahnes muss eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung vorliegen. Die Kriterien für eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung wurden 2006 von der europäischen Gesellschaft für Endodontie ausgearbeitet und veröffentlicht [2]. Dabei werden die Abwesenheit von Schmerzen, Schwellungen, Fistelgängen, Funktionsverlusten und das Vorhandensein eines parodontalen



Spaltes im Wurzelbereich im radiologischen Kontrollröntgenbild als positive Kriterien für die Prognose endodontisch behandelter Zähne gewertet.

### 3.3 Gesamtüberlebensraten endodontisch behandelter Zähne

Die in der Literatur zu den Überlebensraten endodontisch behandelter Zähne erhobenen Daten variieren. In einer großen epidemiologischen Studie in den USA wurde von einer langfristigen funktionalen Überlebensrate von wurzelkanalbehandelten Zähnen von 97,1 % nach acht Jahren berichtet [4]. Dagegen wurden im Rahmen einer in Taiwan durchgeführten epidemiologischen Studie nach bereits fünf Jahren Überlebensraten von lediglich 92,9 % veröffentlicht [5]. Ungeachtet dieser Abweichungen stellt die endodontische Behandlung eine valide Therapiemethode mit hoher Erfolgsrate dar, die von mehreren Faktoren abhängig ist. So konnte im Rahmen eines systematischen Reviews gezeigt werden, dass der postendodontische Erfolg signifikant davon abhängig ist, dass präoperativ keine radiologische Transluzenz vorliegt, die Wurzelfüllung blasenfrei ist und bis 2 mm vor dem radiologischen Apex endet sowie dass der Zahn mit einer suffizienten koronalen Restauration versorgt ist [6]. Weiter konnte gezeigt werden, dass der Langzeiterfolg wesentlich von der Qualität der definitiven koronalen Restauration beeinflusst wird [7]. Als gesichert gilt jedoch, dass endodontisch behandelte Zähne im Vergleich zu vitalen Zähnen eine erhöhte Frakturanfälligkeit aufweisen [8, 9]. In einer kontrollierten klinischen Studie wurden mit Komposit restaurierte vitale Zähne mit endodontisch behandelten Zähnen ähnlicher Defektausdehnung verglichen. Vitale Zähne wiesen nach sechs Jahren mit 93 % eine höhere Überlebensrate auf als endodontisch behandelte Zähne mit 86 % [10]. Als Ursache kommt eine Reihe von Faktoren in Betracht, die im Folgenden erläutert werden.

### 3.4 Der endodontisch behandelte Zahn

Entgegen der früher vertretenen Annahme, dass die erhöhte Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne in einer Versprödung der Zahnhartsubstanz begründet liegt, werden nach heutigem Kenntnisstand die für die klinische Therapie relevanten physikalischen Eigenschaften des Dentins durch die endodontische Behandlung nicht wesentlich beeinflusst [11]. Zum Beispiel untersuchten Papa et al. den Feuchtigkeitsgehalt endodontisch behandelter und vitaler Zähne und zeigten, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Untersuchungsgruppen besteht [12]. In einer Studie der Autorengruppe um Fusayama und Maeda [13] wurde ein weiterer physikalischer Parameter evaluiert: Die Autoren verglichen die

Dentinhärte von endodontisch behandelten Zähnen und deren vitalen kontralateralen Zähnen bei Tierversuchen mit Hunden und konnten nachweisen, dass keine Differenzen bestehen. Die Autoren einer weiteren, in diesem Zusammenhang häufig zitierten Studie untersuchten mehrere physikalische Parameter wie die Scherfestigkeit, Bruchzähigkeit, Dentinhärte und die maximale Belastbarkeit endodontisch behandelter und vitaler Zähne und schlussfolgerten, dass die physikalischen Eigenschaften des Dentins durch die endodontische Therapie nicht signifikant verändert werden [14].

Die erhöhte Frakturanfälligkeit endodontisch behandelter Zähne wird heute eher auf den Zahnhartsubstanzverlust infolge von Karies und der mechanischen Aufbereitung des Kanalsystems zurückgeführt [15, 16, 17]. Im Normalfall weist ein endodontisch zu versorgender Zahn koronale und radikuläre Zahnhartsubstanzdefekte auf, die infolge von bereits vorhandenen Restaurationen, kariösen Läsionen, endodontischen Zugangskavitäten und traumatischen Verletzungen auftreten. Als Ursache für die erhöhte Frakturanfälligkeit wurzelkanalbehandelter Zähne wird die Schwächung des Zahnes durch den Verlust des koronalen und radikulären Dentins verantwortlich gemacht. Dies wurde bereits 1989 von Reeh et al. beobachtet, die die unterschiedlichen Stadien des Substanzverlustes im Rahmen endodontischer und restaurativer Maßnahmen an extrahierten oberen Prämolaren untersuchten. Die Autoren stellten eine Verringerung der Steifigkeit im Vergleich zum vitalen, intakten Zahn um 5 % bei der reinen endodontischen Zugangskavität fest, die Präparation einer okklusalen Kavität führte zu einer Reduktion von 20 %. Die größte Reduktion der Steifigkeit war mit 63 % für Zähne mit MOD-Defekten zu verzeichnen [18].

### 3.5 Misserfolge der postendodontischen Rekonstruktion

Frakturen der klinischen Krone oder der Wurzel sind eine der Ursachen für Misserfolge der postendodontischen Rekonstruktion [17], die letztlich zu Reparaturen führen und im Extremfall, bei infaustem Frakturverlauf, den Zahnverlust nach sich ziehen können. Die Fraktur eines Zahnes wird an dritter Stelle nach kariösen Destruktionen und parodontalen Problematiken als ursächliches Problem für den Zahnverlust angesehen [19].

Zudem wird in der Literatur das prothetische Versagen des Zahnes als wesentlicher Aspekt für das Misserfolgsrisiko bei der Versorgung endodontisch behandelter Zähne eingestuft. Bereits 1991 analysierte und kategorisierte eine retrospektive Studie in einer privaten Praxis die Extraktionsgründe für endodontisch behandelte Zähne in einem Zeitraum von einem Jahr: 59,4 % der Extraktionen waren auf prothetische, 32 % auf parodontale und 8,6 % auf

endodontische Probleme zurückzuführen [20]. Die Hauptursache eines prothetischen Versagens bildeten Frakturen der klinischen Krone, wobei diese aufgrund des infausten Frakturverlaufs oder einer kariösen Läsion als nicht restaurierbar gewertet wurden. Vire et al. folgern, dass Misserfolge eher auf prothetische als auf biologische Versagensursachen zurückzuführen sind. Die Qualität der koronalen Restauration hat demnach einen maßgeblichen Einfluss auf den Erfolg der postendodontischen Therapie.

### 3.6 Prognosebestimmende Faktoren

Wesentlicher Parameter für eine erfolgreiche Therapie ist der apikale Zustand des betroffenen Zahnes [21]. Zudem ist der Erfolg unter anderem abhängig von der parodontalen Situation, der strukturellen Integrität des Zahnes, dem Behandlungswunsch des Patienten und der Bedeutung des Zahnes im prothetischen Gesamtkonzept. Der Zahntyp sowie die Position und Funktion des Zahnes im Zahnbogen beeinflussen die Prognose ebenfalls signifikant [22]. Auch müssen der Okklusionstyp, das unter Umständen nötige Einschleifen von Restaurationen zur Entlastung des Zahnes und das Vorhandensein von Habits in die Therapieplanung miteinbezogen werden [17]. Ein weiterer die Prognose bestimmender Faktor ist die Anzahl vorhandener Approximalkontakte. Zähne, die nur einen oder gar keinen Approximalkontaktpunkt aufweisen, haben eine dreifach niedrigere Überlebensrate als Zähne mit zwei approximalen Kontakten [23]. Auch Naumann et al. bekräftigten 2005 diese Hypothese. Erklärt wird diese Beobachtung damit, dass die okklusalen Kräfte auch von den Nachbarzähnen mit abgefangen werden können [22]. Der finale Restaurationstyp der klinischen Krone muss vor Beginn der Therapie festgelegt werden, da auch hier ein signifikanter Zusammenhang zur Prognose besteht: Aquilino et al. konnten für endodontisch behandelte, überkronte Zähne eine sechsfach höhere Überlebensrate feststellen als für Zähne, die nicht mit einer Krone versorgt wurden [24]. Hierbei ist die Versagensrate für Zähne, die mit Brücken versorgt werden, wiederum geringer als für Zähne, die mit Einzelkronen restauriert werden [22, 25]. Eine noch höhere Versagensrate als in Brückenzahnersatz einbezogene Zähne weisen Pfeiler einer kombinierten, herausnehmbaren Prothetik auf [26, 27]. Hinzu kommt, dass im Hinblick auf eine erfolgreiche Versorgung eine möglichst kurze oder im besten Fall gar keine provisorische Phase eingehalten werden muss, da provisorische Materialien eine komplette Abdichtung des Endodonts vor den mikrobiellen Bestandteilen des Speichels nicht gewährleisten und dadurch eine Rekontamination der Wurzelfüllung auftreten kann [28, 29, 30]. Die Versagensrate von endodontisch behandelten, provisorisch versorgten Zähnen betrug nach einem Beobachtungszeitraum von drei Jahren 34,5 % [31].

### 3.7 Der Zahnhartsubstanndefekt

All diesen Faktoren voran bildet jedoch die residuale Zahnhartsubstanz den wohl bedeutendsten Parameter, um die Überlebenswahrscheinlichkeit endodontisch behandelter Zähne zu bewerten [32, 17]. Zum Beispiel konnte im Rahmen einer prospektiven klinischen 10-Jahresstudie gezeigt werden, dass die Defektgröße einen signifikanten Einfluss auf die Überlebensrate endodontisch behandelter, indirekt versorgter Zähne hat [33]. Die Autoren differenzierten dabei zwischen Defektgrößen auf Dekapitationsebene und mindestens einer verbliebenen Kavitätenwand und schlussfolgerten, dass neben vielen anderen Parametern vor allem der Grad der vorhandenen Zahnhartsubstanz und der Zahntyp die Prognose endodontisch behandelter Zähne beeinflusst.

Im klinischen Alltag lassen sich unterschiedliche Defektausdehnungen und -ausprägungen beobachten. Bei oberen Frontzähnen stellen besonders Defekte im approximalen Bereich eine häufige Defektart dar. Oft treten zudem Frakturen der klinischen Krone mit und ohne Beteiligung der apikalen Region auf, die meist infolge einer akuten Krafteinwirkung entstehen. Obwohl die veröffentlichten Prävalenzdaten zu traumatischen Zahnverletzungen variieren, ist in Zukunft mit einem Anstieg dieser Zahlen zu rechnen [34].

Zwar existieren bereits Studien, die vor dem Hintergrund unterschiedlicher Restaurationstechniken definierte Defektgrößen bei anterioren Oberkieferzähnen jeweils isoliert untersuchen, wie zum Beispiel reine endodontische Zugangskavitäten [35], proximale Klasse-III-Läsionen [36, 37], zervikale Kavitäten [38] oder dekapitierte Zähne [39, 40]. Bislang liegt jedoch keine systematisch vergleichende In-vitro-Studie vor, welche die unterschiedlichen Defektextensionen von reinen Trepanationskavitäten bis hin zur Dekapitationsebene vollständig aufzeigt.

In einem Positionspapier der DGZMK, der DGZPW und der DGZ zum Aufbau endodontisch behandelter Zähne wird zwischen geringem (Trepanationskavität), mittlerem und starkem Destruktionsgrad unterschieden [11]. Für Zähne mit starkem Destruktionsgrad mit weniger als zwei verbliebenen Kavitätenwänden und im Fall, dass für die adhäsivtechnische Verankerung des Aufbaus nicht genügend Zahnhartsubstanz vorliegt, wird nach heutigem Kenntnisstand die Insertion eines Aufbaustiftes nahegelegt [11, 41]. Die Quantität der residualen Zahnhartsubstanz beeinflusst demnach wesentlich die Therapieentscheidung darüber, ob eine Stiftinsertion erfolgen sollte.

### 3.8 Therapiekonzepte der postendodontischen Restauration

#### 3.8.1 Stiftstumpfaufbauten

Während in der Vergangenheit gegossene Aufbauten und konfektionierte Titanstifte den Markt dominierten, haben sich heute glasfaserverstärkte Kompositstifte in der Praxis durchgesetzt [42]. Im Nachfolgenden wird ein kurzer Überblick über die unterschiedlichen Stiftsysteme gegeben, der auf den Therapieüberlegungen von Dallari und Rovatti beruht [43].

Die erste Generation der Stiftsysteme umfasst aktive Schrauben, die durch ein schneidendes Gewinde im Wurzelkanal verankert werden. Diese aktive Verankerung im Kanal stellt einen Nachteil dieser Systeme dar, da sie zu ungünstigen Spannungen im Wurzelkollagen führt, zu einem erhöhten Frakturrisiko der Wurzel beiträgt [44] und letztlich die Extraktion des Zahnes nach sich ziehen kann. Trotz der höheren Retention im Vergleich zu anderen Stiftsystemen [45] wird in der Literatur von deutlich geringeren Überlebensraten berichtet. In einer klinischen, randomisierten, vergleichenden Arbeit zu aktiven Stiftsystemen und glasfaserverstärkten Kompositstiften kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass nach einem Jahr die Überlebensrate von Schraubensystemen mit 75,6 % deutlich unter jener der glasfaserverstärkten Kompositstifte mit 93,5 % liegt [46].

Die zweite Generation der Stiftsysteme schließt die indirekt hergestellten, gegossenen Aufbauten und metallische, konfektionierte Stiftsysteme ein. Die indirekten Stiftstumpfaufbauten werden aus Nichteisenmetall- oder Edelmetalllegierungen im Angussverfahren im zahntechnischen Labor gefertigt. Die indirekte Fertigung im zahntechnischen Labor erfordert jedoch eine provisorische Versorgung, was den erheblichen Nachteil einer möglichen bakteriellen Kontamination des Wurzelkanalsystems während dieser provisorischen Phase mit sich bringt. Nach einer Studie von Fox und Gutteridge [47] wurde bei provisorischen Stiftkronen *in vitro* eine signifikant höhere Mikroleakage-Rate festgestellt als bei Probenzähnen, die mit direkten oder präfabrizierten Stiftaufbauten versorgt wurden. Vor diesem Hintergrund sollten direkte Aufbauten mit präfabrizierten Stiften vorgezogen werden. Eine retrospektive klinische Studie berichtet von einer Überlebensrate von 95 % für glasfaserverstärkte Kompositstifte im Vergleich zu gegossenen Stiftstumpfaufbauten mit 84 % [48]. Diese Problematiken haben zu der Entwicklung präfabrizierter Stiftsysteme geführt, die typischerweise aus Edelstahl, einer Nickel-Chrom-Legierung, Titan oder einer Titanlegierung gefertigt sind [49].

Der Wunsch nach einer ästhetischen Alternative zu metallischen Stiftaufbauten hat jedoch die Entwicklung von zahnfarbenen Materialien begünstigt [49]. Aufgrund ihrer guten optischen Eigenschaften, der hohen Frakturresistenz und der chemischen Stabilität wurden konfektionierte

Zirkonoxidstifte eingeführt [50]. Als Nachteil dieser Stiftsysteme erwies sich jedoch die hohe Tendenz zu infausten Frakturmustern [51], die durch den bis zu zehnfach höheren Elastizitätsmodul im Vergleich zu Wurzel dentin erklärt werden. Der Zusatz von synthetischen Fasern zu einer Matrix aus Epoxid oder Methacrylat [52] führte zu Entwicklungen weiterer Stiftsysteme. Die jüngste Generation der Stiftsysteme stellen glasfaserverstärkte Kompositstifte dar. Diese endodontischen Aufbaustifte bestehen zu 30-40 % aus Glasfasern, die in einer Epoxidharz-Matrix eingebettet sind [50]. Primäres Ziel war es, einen Stiftstumpfaufbau zu entwickeln, der homogene Eigenschaften aufweist und dessen physikalisches Verhalten dem des Dentins ähnlich ist [53]. Während die Elastizitätsmodule der Aufbaustifte aus Titan, Edelstahl und Zirkon bei 110 GPa, 200 GPa und 210 GPa liegen, ist der Elastizitätsmodul von glasfaserverstärkten Kompositstiften mit etwa 30 bis 40 GPa dem des Dentins mit ca. 15 GPa deutlich näher [54], was zu einer gleichmäßigeren Stressverteilung der okklusalen Belastung im Wurzelkanal führen soll [55]. Während rigide, metallische Stiftsysteme der Belastung ohne Deformation widerstehen und diese auf den Wurzelbereich übertragen, sind faserverstärkte Kompositstifte unter Belastung elastischer und erlauben eine Stressverteilung zwischen Stift und Dentin [56]. Dies führt zu einer reduzierten Anzahl an infausten Frakturmustern im Vergleich zu Zähnen mit metallischen Stiftstumpfaufbauten [57, 56, 58]. Bei Verwendung von präfabrizierten Stiftsystemen wird zum einen keine temporäre Versorgung notwendig, da der Stift in einem Schritt eingebracht wird, zum anderen kann die Präparation unmittelbar nach der Stiftinsertion erfolgen, was eine nicht unerhebliche Reduktion der Behandlungssitzungen zur Folge hat [50]. Hinzu kommt, dass Stiftstumpfaufbauten mit glasfaserverstärkten Kompositstiften in Verbindung mit Vollkeramikronen im Gegensatz zu Carbonfaserstiften zu besseren ästhetischen Ergebnissen besonders im Frontzahnbereich führen [59]. Die größte Komplikationsrate für mit glasfaserverstärkten Kompositstiften restaurierte Zähne bilden Stiftdezementierungen, die auf ein adhäsives Versagen zwischen dem Zementierungsmaterial und dem Wurzelkanal dentin zurückgeführt werden [60, 61, 62, 50]. Die Dezementierung trägt im Gegensatz zu Wurzelfrakturen bei gegossenen Stiftsystemen, die oftmals eine Zahnextraktion nach sich ziehen, zum Zahnerhalt bei, da eine Rezementierung des Stiftaufbaus möglich ist [48]. Über einen Beobachtungszeitraum von fünf Jahren wird für glasfaserverstärkte Kompositstifte von einer Gesamtversagensrate von 1,5 % für die Restauration von Oberkieferfrontzähnen berichtet [63], während andere Studien Versagensraten von 7 % über einen mittleren Zeitraum von 32,4 Monaten [32] sowie jährliche Versagensraten von 4,6 % angeben [33].

Die konventionellen Befestigungsmaterialien für Aufbaustifte stellen Zinkphosphatzemente, Glasionomerzemente und kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente dar [49]. Die Retention dieser herkömmlichen Befestigungszemente beruht auf rein mechanischen Verzahnungen der Fügeflächen, wobei Glasionomerzemente zusätzlich zur Mikroretention durch chemische Bindungen an der Zahnoberfläche haften. Heute haben sich in der Praxis adhäsive Materialien durchgesetzt. Diverse Studien konnten die Überlegenheit der Adhäsivmaterialien gegenüber den herkömmlichen Zementen in Bezug auf Randsichtigkeit und Retention nachweisen [64, 65]. Leary et al. sprechen sich bereits 1995 für eine adhäsive Zementierung gegossener Stiftstumpfaufbauten aus und konnten die Überlegenheit der Frakturfestigkeit gegenüber konventionellen Zementen nachweisen [64]. Neuere Entwicklungen der auf Komposit basierenden Befestigungsmaterialien mit Dentinbonding sind auch für weniger rigide Stiftsysteme das Mittel der Wahl. Die Autoren einer bereits 2006 publizierten In-vitro-Studie konnten für die Insertion von endodontischen glasfaserverstärkten Kompositstiften die Überlegenheit von adhäsiven Materialien gegenüber konventionellen Zementen nachweisen [66]. Diese Ergebnisse wurden 2008 von einer anderen Autorengruppe beim Vergleich zwischen unterschiedlichen adhäsiven Materialsystemen und den konventionellen Zinkphosphatzementen bestätigt [67]. Damit profitiert die maximale Belastbarkeit endodontisch behandelter Zähne maßgeblich von der Wahl des geeigneten Befestigungsmaterials. Als Vorteil der adhäsiven Befestigung ist neben einer verbesserten marginalen Adaptation mit der Ausbildung eines apikal dichteren bakteriellen Verschlusses [68, 69] auch eine erhöhte Retention der Stiftstumpfaufbauten anzusehen [49]. Außerdem ermöglicht die adhäsive Befestigung eine Reduktion der Stiftlänge im Wurzelkanal [70].

Die vorstehenden Therapiebetrachtungen lassen sich letztlich mit dem Konzept des sogenannten Monoblock-Systems zusammenfassend beschreiben. Dieses beruht auf der Annahme, dass die in ihren physikalischen Eigenschaften dem des Dentins ähnlichen verwendeten Materialien adhäsiv miteinander verbunden werden, sodass eine strukturelle Einheit entsteht, die unter biomechanischen Gesichtspunkten mit dem Dentin vergleichbar ist [71]. Formal entstehen jedoch zwischen dem Wurzelentin und dem Befestigungsmaterial einerseits und dem Befestigungsmaterial und dem Aufbaustift andererseits zwei Grenzschichten, sodass der adhäsive Stiftstumpfaufbau als sekundärer Monoblock angesehen wird [71].

Vor diesem Hintergrund ist zunächst eine hinreichende Dentinhaftung im Wurzelkanal Grundvoraussetzung für einen suffizienten adhäsiven Stiftstumpfaufbau. Diese wird durch diverse Adhäsivsysteme sichergestellt, die den Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin und den hydrophoben Kompositen herstellen. Für die Verwendung dieser Adhäsivsysteme müssen

jedoch mehrere Voraussetzungen erfüllt sein. Da glasfaserverstärkte Kompositstifte passiv im Wurzelkanal verankert sind, werden an den Verbund des Stiftes mit dem Wurzelkanal erhöhte Anforderungen gestellt, was sowohl die Wahl des geeigneten Befestigungszementes als auch das geeignete Vorgehen beim Zementieren angeht [50]. Wichtig ist eine genaue Handhabung der Adhäsivsysteme, da diese sehr techniksensitiv sind. Sie erfordern im Vergleich zu konventionellen Zementen zusätzliche Arbeitsschritte und die Kontamination mit Speichel- und Blutbestandteilen stellt im klinischen Alltag eine Herausforderung dar [49]. Es kann davon ausgegangen werden, dass infolge einer Stiftbettpräparation die Kanalwände nicht gänzlich von Anteilen des Wurzelkanalfüllmaterials befreit sind, was zu einer verringerten Oberfläche für die Adhäsion des Stiftes im Wurzelkanal führt [72]. Eine zusätzliche Schwierigkeit stellt die eingeschränkte Sicht bei der Bearbeitung der Kanalsysteme dar. Auf lichtinduzierte Polymerisationskomposite sollte im Hinblick auf die im Wurzelkanal nicht mögliche Lichthärtung verzichtet werden [73].

Der Problematik einer suffizienten Verankerung des Stiftes im Wurzelkanal nachgereiht stellt sich in einem zweiten Schritt die Frage nach einem geeigneten Aufbaumaterial.

Eine Autorengruppe konnte bei der Betrachtung von glasfaserverstärkten Kompositstiften in Verbindung mit Vollkeramikronen nachweisen, dass sich die maximale Belastbarkeit von endodontisch versorgten Zähnen, bei denen der selbstadhäsive Befestigungszement auch als Aufbaumaterial fungierte, im Vergleich zu im Etch-and-rinse-Verfahren aufgebauten Zähnen nicht unterscheidet [74]. Jedoch kann die hydrophile Expansion dieser selbstadhäsiven Zemente bei großen Aufbauvolumina, wie dem Stumpfaufbau bei fehlenden Kavitäten, zu Infraktionen in der Lithiumdisilikatkeramik führen und in der klinischen Konsequenz die Langlebigkeit dieser Restaurationen negativ beeinflussen [75]. Andere Autoren folgern, dass sich die besten Ergebnisse bei der Verwendung von Etch-and-rinse-adhäsiver-Materialien in Kombination mit dualhärtenden Kompositsystemen erzielen lassen [76, 50].



### 3.8.2 Stiftindikation

Die Einführung adhäsiver, direkter Restaurationsoptionen hat die postendodontische Versorgung massiv verändert und zu einer Verminderung der Notwendigkeit einer Stiftinsertion geführt [11]. Mit den heute auf dem Dentalmarkt verfügbaren adhäsiven Materialien kann in vielen Situationen gänzlich auf eine Stiftinsertion verzichtet werden. Hinzu kommt, dass die Stiftindikation sorgfältig überdacht werden muss, da eine Stiftbohrung Risiken wie Perforationen oder Wurzelfrakturen mit sich bringt und zu einer weiteren Reduktion der gesunden Zahnhartsubstanz führt [49].

Während Molaren und Prämolaren mit geringem Zahnhartsubstanzverlust erfolgreich ohne eine Stiftinsertion rekonstruiert werden können, bleibt die Stiftindikation für Frontzähne in der Literatur sehr umstritten [77]. Ein 2008 publiziertes Review zur Thematik der Stiftinsertion in klinischen Studien kommt in der Schlussfolgerung zu dem Ergebnis, dass zukünftige Studien mit längerem Untersuchungszeitraum den Einfluss der residualen Zahnhartsubstanz auf die klinischen Parameter der unterschiedlichen Restaurationsmöglichkeiten untersuchen müssen [62]. Im Jahr 2017 schlussfolgert eine Autorengruppe im Rahmen eines Reviews klinischer Studien, dass Zähne mit drei oder vier residualen koronalen Wänden erfolgreich ohne Stiftinsertion restauriert werden können [78]. Andere Autorenkreise konstatieren hingegen einen positiven Effekt einer Stiftinsertion bei der klinischen Betrachtung von endodontisch behandelten Seitenzähnen [61, 79].

Zwar stellen einige Stimmen in der wissenschaftlichen Literatur infolge einer Stiftinsertion *in vitro* eine Steigerung der Frakturfestigkeit von endodontisch behandelten, direkt restaurierten Oberkieferinzisivi ebenso fest wie eine signifikant verminderte Versagensrate [35, 38]. Andere Autorenkreise konnten dagegen bei der Betrachtung direkt [80] und indirekt [36] restaurierter Klasse-III-Läsionen eine solche signifikante Steigerung nicht beobachten. Für dekapitierte, überkronte Zähne konnte eine weitere Autorengruppe ebenfalls keine Steigerung der Frakturfestigkeit nachweisen [40], während eine andere Studie für dekapitierte Frontzähne bei dem Vorhandensein des Ferrule-Designs die Insertion eines glasfaserverstärkten Kompositstiftes nahelegt [81].

Es bleibt unklar, ob für Zähne mit reinen Trepanationsöffnungen, uniproximalen Kavitäten oder biproximalen Defektextensionen eine Stiftinsertion indiziert ist, oder ob eine direkte Restauration ohne einen Stiftstumpfaufbau ausreichend oder gar vorteilhaft ist. Von einer vollständigen Restauration einer klinischen Krone an Oberkieferinzisivi mit und ohne Stiftinsertion mit einem konventionellen Komposit wird in der Literatur bisher nicht berichtet.

### 3.8.3 Therapiekonzepte – indirekte Versorgungen

Grundsätzlich bestehen zwei Möglichkeiten der postendodontischen Versorgung. Wurzelkanalbehandelte Zähne werden entweder mit indirekten, im Labor gefertigten Restaurationen oder mit direkten, konventionellen Füllungen aus Komposit versorgt. Neben einigen klinischen Studien liegen in der Literatur auch zahlreiche In-vitro-Studien zu indirekten Restaurationen vor. Darin wird sowohl postendodontischen Kronenrestaurationen von Oberkieferinzisivi [36, 39, 67, 81, 80] und Prämolaren [41] als auch Veneerversorgungen *in vitro* [35, 80] eine hinreichende Bruchfestigkeit konstatiert. In einer klinischen Langzeitstudie, die neben der Fragestellung unterschiedlicher Stiftsysteme weitere prognosebestimmende Parameter auswertet, werden alle Zähne ebenfalls mit indirekt hergestellten Restaurationen versorgt [33]. Für diese Therapieform ist jedoch eine nicht unerhebliche Zahnhartsubstanzreduktion notwendig, da für indirekte Restaurationen materialabhängig definierte Schichtstärken vorliegen müssen. Darüber hinaus erfordert eine indirekte Restauration in Form einer konventionellen Kronenversorgung oder einer weniger invasiven Teilkronen- oder Veneerrestauration mehrere Behandlungssitzungen, da der behandelnde Zahnarzt auf Arbeitsschritte im zahntechnischen Labor angewiesen ist. Vor diesem Hintergrund ist die indirekte Versorgung eine recht kostenintensive und zeitlich aufwendige Restaurationsform. Für konventionelle Kronenversorgungen wird nach heutigem Kenntnisstand die Präparation einer zirkulären, parallelen Dentinmanschette nahegelegt, die von der Präparationsgrenze nach koronal reicht und als Ferrule-Design beschrieben ist [82]. Die mechanischen Eigenschaften eines endodontisch behandelten Zahnes mit einer oder weniger als einer verbliebenen Kavitätenwand profitieren demnach maßgeblich von dieser zirkumferenten, 2 mm hohen Dentinwand [82, 83], die zu einer signifikanten Steigerung der Frakturfestigkeit führt [84, 85, 86, 87]. Auch wenn keine zirkumferente Umfassung des Zahnes möglich ist, ist für Zähne mit einem – wenn auch unvollständigen – Ferrule von einer besseren Prognose auszugehen als für Zähne ohne eine zirkuläre Dentinmanschette [82]. Wenn dagegen eine zirkuläre Umfassung des Zahnes möglich ist, schlussfolgern die Autoren, wirken sich alle anderen Faktoren wie Stiftsysteme, Befestigungsmaterialien und die Art der definitiven Restauration weniger auf die Überlebenswahrscheinlichkeit aus. Nachteil der Ferrule-Präparationsform ist jedoch, dass für deren praktische Umsetzung eine weitere Zahnhartsubstanzreduktion notwendig wird. Vor diesem Hintergrund bildet die direkte Versorgung eine alternative Versorgungsform, da hierbei sowohl auf die für die indirekte Restauration notwendige Mindestschichtstärke als auch auf die für mit dem Ferrule-Design verbundene Zahnhartsubstanzreduktion verzichtet werden kann.

### 3.8.4 Therapiekonzepte – direkte Versorgungen

Im Zuge der Weiterentwicklung adhäsiver Materialien auf dem Dentalmarkt hat sich die Anspruchshaltung des Patientenkollektivs ganz grundsätzlich verändert: Der Wunsch nach Schonung der gesunden Zahnhartsubstanz und ästhetischer Versorgung bilden die zentralen Aspekte des Umdenkens [88]. Es ist davon auszugehen, dass die direkte Versorgungsform von Patientenseite aus wirtschaftlicher Sicht durchaus positiv aufgenommen wird, da diese im Vergleich zur indirekten Restauration kostengünstiger ist. Näher zu betrachten ist die direkte Therapieform in diesem Zusammenhang besonders im Hinblick auf Zähne mit einer fraglichen Prognose oder für klinische Situationen, in der eine temporäre Versorgung notwendig wird. Die direkte Therapieoption stellt ferner auch die zeitsparendere Behandlung dar, da für die Anfertigung der Restauration nur eine Behandlungssitzung erforderlich ist.

Unter diesen Aspekten stellt sich die Frage, ob eine Kronenversorgung zwingend erforderlich ist oder ob eine direkte Restauration aus Komposit prognostisch vorzuziehen ist. Diese Fragestellung ist in der Literatur derzeit nicht hinreichend beantwortet.

Viele retrospektive Studien berichten von hohen Überlebensraten endodontisch behandelter, mit glasfaserverstärkten Kompositstiften und Kronen versorgter Zähne [60, 33], wohingegen zur Prognose direkt restaurierter Zähne mit Stiftinsertion nur wenige entsprechende Studienergebnisse vorliegen [89]. Eine der wenigen prospektiven Studien [90] zeigt *in vivo* für Prämolaren mit einem Defekt der Klasse II nach drei Jahren keinen Unterschied zwischen den mit direkten Kompositrestaurationen versorgten Zähnen und der überkronten Gruppe. Ein zu dieser Thematik veröffentlichtes systematisches Review von Sequeira-Byron et al. konnte nach drei Jahren ebenfalls keinen Unterschied zwischen mit Einzelkronen und mit direkten Füllungen versorgten Zähnen feststellen. Die Autoren folgern, dass keine hinreichende Evidenz dafür vorliegt, eine generelle Empfehlung für die Überkronung oder die direkte adhäsive Versorgung auszusprechen [91].

Insgesamt wird deutlich, dass in Anbetracht der heutigen vielfältigen Möglichkeiten der Adhäsivtechnik in der Literatur bislang kaum instruktive, defektabhängige Therapieempfehlungen insbesondere für die Restauration von Oberkiefer-Inzisivi ausgesprochen werden [92].

Die nachfolgende Tabelle 3.1 gibt einen Überblick über die in der Literatur zugänglichen *In-vitro*-Studien zur direkten, postendodontischen Rekonstruktion oberer Inzisivi mit ähnlicher Methodik wie in der vorliegenden Untersuchung. So liegen vergleichbare Studien mit dem Fokus der Versorgung zervikaler Läsionen [38], u.a. reiner Trepanationsöffnungen [80, 38, 37],

approximaler Klasse-III-Defektextensionen [80, 37] und Zahnhartsubstanzreduktionen im Rahmen von Veneerpräparationen [93, 35, 80] vor, während für dekapitierte, direkt restaurierte Zähne keine wissenschaftlichen Daten vorliegen.

Bei der Betrachtung direkt restaurierter biproximaler Klasse-III-Läsionen mit und ohne Stiftinsertion veröffentlichen die Autoren für die maximale Belastbarkeit der unterschiedlichen Versuchsgruppen Mittelwerte zwischen 687,5 N und 943,8 N und können lediglich für die Kontrollgruppe mit einer reinen Trepanationsöffnung einen signifikanten Unterschied zu den anderen Versuchsgruppen feststellen [37]. Die Autoren folgern, dass die Insertion eines endodontischen Aufbaustiftes bei dieser Defektklasse zu keiner signifikanten Steigerung der maximalen Belastbarkeit führt. Diese Ergebnisse werden in einer anderen Studie von Valdivia et al. bestätigt [80]. Letztere betrachteten jedoch nicht ausschließlich die direkten Versorgungsformen, sondern untersuchten darüber hinaus auch Restaurationen in Form von Feldspatveneers, Vollkeramikronen und Kompositveneers. Sie sprechen sich bei einer biproximalen Klasse-III-Defektextension für die direkte, adhäsive Restauration aus. Für direkte Versorgungen zervikaler Läsionen werden in einer weiteren Publikation Werte zwischen 718,2 N und 943,8 N veröffentlicht und es wird von einer Steigerung der maximalen Belastbarkeit durch eine Stiftinsertion berichtet [38]. Die vorstehend zitierten Studien zeigen zudem eine signifikante Abhängigkeit der maximalen Belastbarkeit von der residualen Zahnhartsubstanz. Eine Zahnhartsubstanzreduktion im Rahmen einer Veneerpräparation scheint die maximale Belastbarkeit jedoch nicht signifikant zu beeinflussen [93, 35]. Bei der In-vitro-Untersuchung von Keramik- und Kompositveneers wird von der Autorengruppe um D’Arcangelo die Insertion eines endodontischen Aufbaustiftes nahegelegt [35], während Baratieri et al. durch die Stiftinsertion keine Steigerung der maximalen Belastbarkeit beobachten [93].

Tab. 3.1: Übersicht vergleichbarer In-vitro-Studien

Studie	n	Defekt	Stift	Zement	Restauration	Kausimulation	Fmax [N] (SD)
<b>Abduljawad et al. 2016 [37]</b>	10	Trepanationsöffnung	-	-	Komposit	-	943,8 (93,1)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	-	-	Komposit	-	748,9 (88,3)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	Carbonfaserstift	Komposit	Komposit	-	766,6 (97,4)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	Glasfaserstift	Komposit	Komposit	-	687,5 (84,0)
<b>Abduljawad et al. 2016 [38]</b>	10	Trepanationsöffnung	-	-	Komposit	-	943,8 (93,1)
	10	Trepanationsöffnung + Klasse V	-	-	Komposit	-	730,4 (93,3)
	10	Trepanationsöffnung + Klasse V	Carbonfaserstift	Komposit	Komposit	-	834,7 (91,9)
	10	Trepanationsöffnung + Klasse V	Glasfaserstift	Komposit	Komposit	-	856,7 (89,3)
	10	Trepanationsöffnung + Klasse V	Kompositstift	Komposit	Komposit	-	718,2 (89,8)
<b>D'Arcangelo et al. 2016 [35]</b>	15	Veneerpräparation	-	-	-	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	767,1 (122,7)
	15	Veneerpräparation	-	-	Kompositveneer	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	1303,8 (173,2)
	15	Veneerpräparation	-	-	Kompositveneer	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	922,4 (202,5)
	15	Veneerpräparation	Glasfaserstift	Komposit	Kompositveneer	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	1132,2 (195,0)
	15	Veneerpräparation	-	-	Keramikveneer	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	1168,4 (151,0)
	15	Veneerpräparation	-	-	Keramikveneer	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	921,5 (120,2)
	15	Veneerpräparation	Glasfaserstift	Komposit	Keramikveneer	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	1110,5 (119,6)
	15	intakt	-	-	keine	10.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	785,7 (81,5)
<b>Baratieri et al. 2000 [93]</b>	10	Trepanationsöffnung	-	-	Kompositfüllung	-	321,1 (130,8)
	10	Veneerpräparation im Schmelz	-	-	Veneerpräparation	-	260,6 (101,9)

Studie	n	Defekt	Stift	Zement	Restauration	Kausimulation	Fmax [N] (SD)
<b>Baratieri et al. 2000 [93]</b>	10	Veneerpräparation im Schmelz	-	-	Kompositveneer	-	407,2 (160)
	10	Veneerpräparation im Schmelz	-	-	Stift- und Veneerpräparation	-	334 (128,9)
	10	Veneerpräparation im Schmelz	Titanstift	Zinkphosphat- zement	Kompositveneer	-	348,2 (91,4)
	10	Veneerpräparation im Dentin	-	-	Veneerpräparation	-	215,1 (126,7)
	10	Veneerpräparation im Dentin	-	-	Kompositveneer	-	171,5 (42,5)
	10	Veneerpräparation im Dentin	-	-	Stift- und Veneerpräparation	-	314,3 (169,4)
	10	Veneerpräparation im Dentin	Titanstift	Zinkphosphat- zement	Kompositveneer	-	302,1 (104,9)
<b>Valdivia et al. 2012 [80]</b>	10	intakt	-	-	-	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	844,8 (186,5)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	-	-	Kompositfüllung	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	838,8 (197,1)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	-	-	Kompositveneer	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	559,4 (129,0)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	-	-	Feldspatveneer	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	562,3 (138,6)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	-	-	Vollkeramikkrone	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	470,9 (121,7)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	Glasfaserstift	selbstadhäsiver Kompositzement	Kompositfüllung	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	894,1 (397,4)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	Glasfaserstift	selbstadhäsiver Kompositzement	Kompositveneer	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	612,1 (154,6)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	Glasfaserstift	selbstadhäsiver Kompositzement	Feldspatveneer	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	484,3 (97,2)
	10	Trepanationsöffnung + 2 x Klasse III	Glasfaserstift	selbstadhäsiver Kompositzement	Vollkeramikkrone	6.000 Zyklen (5°-55 °C) 2 min/Zyklus	432,1 (89,1)

### 3.9 Bedeutung der In-vitro-Untersuchungen zur maximalen Belastbarkeit

Bruchlastversuche von postendodontisch restaurierten Zähnen simulieren das Frakturverhalten und sind eine Methode für In-vitro-Untersuchungen [94]. Grundsätzlich kann zwischen verschiedenen Belastungsarten unterschieden werden:

Bei der linear steigenden Belastung wird durch den auftretenden Kraftvektor solange eine Belastung induziert, bis eine Fraktur des Probenkörpers auftritt. Diese Versuchsanordnung geht auf Voss et al. zurück [95], ermöglicht probenspezifisch die Aufzeichnung der maximalen Belastbarkeit und bedient sich eines eingebetteten Probenkörpers, der in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet wird. Das Versuchsende ist durch einen Kraftabfall definiert. Die unterschiedlichen Parameter wie Belastungswinkel, Kraftangriffsposition am Prüfkörper und Belastungsgeschwindigkeit können je nach Studienprotokoll spezifisch festgelegt werden.

Zyklische Belastungsmethoden ermöglichen zusätzlich qualitative Aussagen über die Überlebensrate [96]. Ermüdungsversuche sind essentiell um Aussagen über das Verhalten adhäsiver Materialien zu treffen, da auf diese Weise den physiologischen Bedingungen in der Mundhöhle entsprechende zyklische Belastungen simuliert werden. Die Simulation der klinischen Belastung wurde erstmalig 1983 durch DeLong und Douglas beschrieben [97] und 1990 von Krejci [98] weiterentwickelt. In mehreren Kammern werden thermomechanische Veränderungen und mechanische Belastungen in der Mundhöhle simuliert: Die unterschiedlichen Parameter, wie die Frequenz der auftretenden Kraft, die maximale Belastung, zeitliche Belastungsintervalle und Temperaturveränderungen, können im computergesteuerten Kausimulator beliebig eingestellt werden.

## 4 Problemstellung und Zielsetzung

### 4.1 Problemstellung

Trotz jahrelanger klinischer Erfahrung liegt für die postendodontische Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne keine ausreichende wissenschaftliche Evidenz für die defektabhängige, direkte Restaurationsform vor. Erwiesenermaßen ist die Prognose endodontisch behandelter Zähne maßgeblich von der residualen Zahnhartsubstanz abhängig. Während die Vor- und Nachteile einer Stiftinsertion im Zusammenhang mit der Überkronung von Zähnen mit ausgeprägten Defekten in der Literatur häufig diskutiert werden, existieren nur wenige In-vitro-Studien, welche die Auswirkungen von Stiftaufbauten auf die direkte Rekonstruktionsform untersuchen. Auf Grundlage der oben ausgeführten Überlegungen ergibt sich für die vorliegende Arbeit zunächst die Fragestellung, inwieweit die Defektgröße einen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit hat und bis zu welchem Destruktionsgrad endodontisch behandelte Zähne erfolgreich direkt mit Komposit restauriert werden können.

Hinzu kommt, dass die Prinzipien der postendodontischen Versorgung gerade im Hinblick auf die Stiftindikation im Zuge der Weiterentwicklung der Adhäsivmaterialien auf dem Dentalmarkt einer grundsätzlichen Überprüfung unterzogen werden müssen. In der Literatur fehlen noch immer belastbare Forschungsergebnisse zur Notwendigkeit einer Stiftinsertion bei bestimmten, ausgewählten Defektgrößen. Diese Arbeit soll sich daher auch der Fragestellung widmen, ob eine adhäsive Stiftinsertion in Abhängigkeit von der residualen Zahnhartsubstanz einen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit hat und in welchen Situationen eine Stiftindikation vorliegt.



## 4.2 Zielsetzung

Ziel dieser In-vitro-Studie ist es, die Belastbarkeit und das Frakturverhalten von endodontisch behandelten, mit Kompositfüllungen direkt restaurierten Oberkieferinzisivi zu ermitteln. Auf Grundlage der oben aufgeführten Problemstellungen steht die Ausprägung des Destruktionsgrades im Vordergrund der vorliegenden Untersuchung.

Dabei sollen die Auswirkungen einer Stiftinsertion einerseits und der Einfluss der residualen Zahnhartsubstanz andererseits auf die maximale Belastbarkeit endodontisch behandelter Oberkiefer-Inzisivi untersucht werden. Von besonderem Interesse ist dabei die Frage, ob Wechselwirkungen zwischen diesen beiden Parametern bestehen. Darüber hinaus soll eine Frakturmusteranalyse Einblick in das Frakturverhalten der Probenkörper geben und untersuchen, ob zwischen den Parametern Aufbaustift (ja/nein) und der Defektebene Abhängigkeiten in Bezug auf bestimmte Frakturmuster bestehen.

Auf Basis der oben dargestellten Überlegungen werden für die vorliegende Arbeit somit folgende Nullhypothesen aufgestellt:

- 1) Die Defektausdehnung endodontisch behandelter, mit direkten Kompositfüllungen restaurierter Oberkiefer-Inzisivi hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit.
- 2) Die Stiftinsertion hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit endodontisch behandelter, mit direkten Kompositfüllungen restaurierter Oberkiefer-Inzisivi.
- 3) Die Stiftinsertion hat keinen Einfluss auf das Frakturmuster endodontisch behandelter, mit direkten Kompositfüllungen restaurierter Oberkiefer-Inzisivi.

## 5 Methodik

### 5.1 Zahnauswahl und Ausschlusskriterien

Untersucht wurden 96 extrahierte, mittlere Oberkieferfrontzähne aus einem Zahnreservoir, die über den gesamten Untersuchungszeitraum in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung<sup>1</sup> gelagert wurden. Einbezogen wurden obere, mittlere Inzisivi der bleibenden Dentition. Die Zähne wurden entsprechend der folgenden Einschlusskriterien ausgewählt: vollständige, restaurationsfreie Kronen und Wurzellängen von mindestens 15 mm. Ausschlusskriterien bildeten kariöse Läsionen, Erosionen, keilförmige Defekte, Restaurationen jeglicher Art, trepanierte und endodontisch vorbehandelte Zähne, Wurzelresorptionen sowie ungewöhnliche und/oder stark gekrümmte Wurzelformen. Mit einer 2,5fach vergrößernden Lupenbrille waren weder Frakturen noch Infraktionen erkennbar. Alle Zähne wurden bereits im Anfangsstadium trepaniert. Nicht darstellbare Wurzelkanäle führten zum Probenausschluss.

### 5.2 Vorbehandlung der Zähne

Die Probenzähne wurden mit Hilfe eines Scalers<sup>2</sup> von groben Verunreinigungen, Geweberesten und Konkrementen befreit. Die Reinigung erfolgte mit einem Zahnreinigungsbürstchen<sup>3</sup> und Polierpaste<sup>4</sup>. Jeder Probenzahn wurde in einem separaten Laborbehälter aufbewahrt. Es erfolgte eine Nummerierung aller Proben.

### 5.3 Vermessung der Zähne

Die Zähne wurden mit Hilfe einer Messschiebelehre vermessen. Die Gesamtlänge der Zähne wurde als Abstand zwischen der Wurzelspitze und der Inzisalkante definiert (Abb. 5.1). Die Wurzellänge jedes Zahnes wurde als die Verbindung zwischen dem höchsten koronal gelegenen Punkt der mesiozervikalen Schmelz-Zementgrenze und der Wurzelspitze festgelegt. Bestimmt wurde weiter der orovestibuläre und mesiodistale Durchmesser der Probenzähne (Abb. 5.2). Dabei lagen die Referenzpunkte auf der Schmelz-Zementgrenze. Für jeden Zahn wurde das Produkt aus dem orovestibulären und mesiodistalen Abstand gebildet und als Querschnittsflächenprodukt definiert.

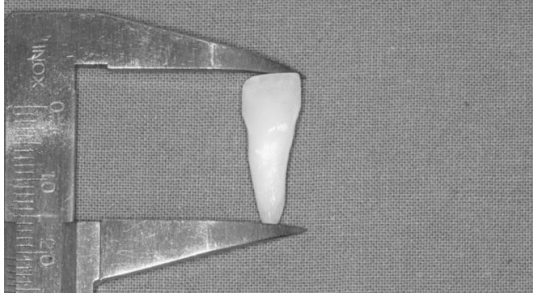


Abb. 5.1 Vermessung der Gesamtlänge der Probenzähne



Abb. 5.2 Vermessung des orovestibulären Durchmessers der Probenzähne

#### 5.4 Endodontische Aufbereitung

Die Probenzähne wurden mit einem zylindrischen Diamanten<sup>5</sup> ( $\text{\O}1,5$  mm) mit einem roten Winkelstück unter konstanter Wasserkühlung bei einer Umdrehungszahl von 200.000 U/min trepaniert. Das Pulpakammerdach der Probenzähne wurde vorsichtig mit einem Rosenbohrer<sup>6</sup> ( $\text{\O}1,2$  mm) bei einer Umdrehungszahl von 5000 U/min abgetragen. Die erste Sondierung des Wurzelkanals erfolgte mit c-Pilot-Feilen der ISO-Größen 8 und 10<sup>7</sup> und Hedströmfeilen der ISO-Größe 15<sup>8</sup>. Die Wurzelkanäle wurden mit einem maschinellen Aufbereitungssystem mit Nickel-Titan-Feilen<sup>9</sup> bis zu der ISO-Größe F2 unter konstanter Spülung mit 1%igem Natriumhypochlorit<sup>10</sup> bis zum Apex aufbereitet.

#### 5.5 Gruppenzuweisung und Studiendesign

Die Zähne wurden nach dem Querschnittsflächenprodukt gleichmäßig auf insgesamt acht Gruppen ( $n = 12$ ) verteilt. Auf Grundlage der oben aufgeführten Problemstellungen wurden vier unterschiedliche Versuchsgruppen mit variierenden Defekttextensionen definiert. Die Defektgrößen nehmen von Gruppe A mit einer minimalen für die endodontische Aufbereitung notwendigen Zugangskavität bis Gruppe D mit einem kompletten Verlust der klinischen Krone zu: reine Trepanationskavität (A), Trepanations- und uniproximale Klasse-III-Kavität (U), Trepanations- und biproximale Klasse-III-Kavität (B) und vollständige Dekapitation (D) der klinischen Krone. In jeder Defektgruppe erfolgte nachfolgend bei der Hälfte der Proben die Insertion eines endodontischen, glasfaserverstärkten Aufbaustiftes<sup>11</sup> (GFP). Alle Zähne wurden mit Kompositfüllungen<sup>12</sup> restauriert, eingebettet, kausimuliert und bis zum Bruch belastet. Die nachfolgende Grafik veranschaulicht das Studiendesign (Abb. 5.3).

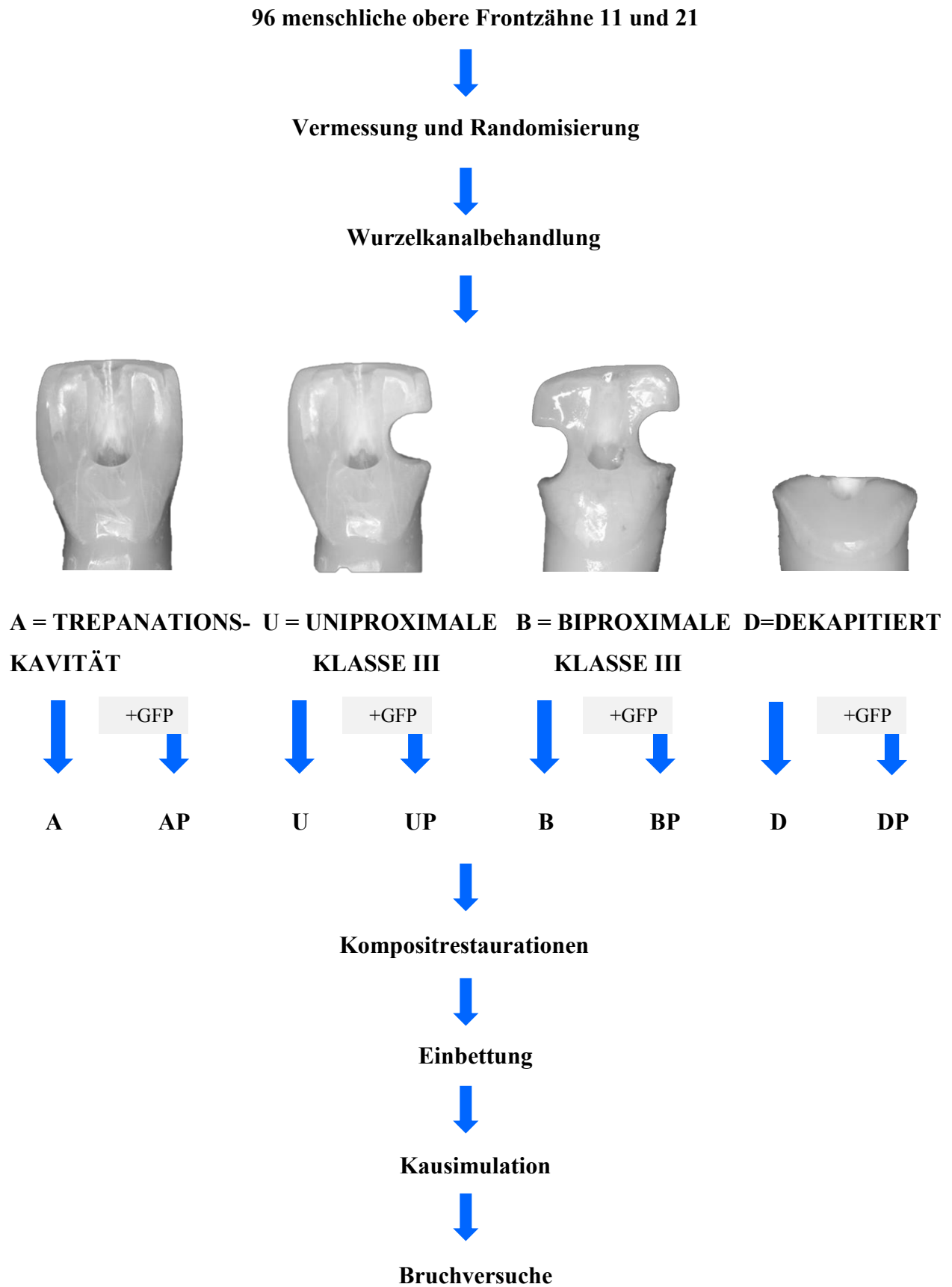


Abb. 5.3 Studiendesign

## 5.6 Defektpräparation

Um normierte Trepanationsöffnungen für alle Probenzähne zu gewährleisten, wurden alle Trepanationsdefekte nach der initialen Präparation nochmals mit einem zylindrokonischen Bohrer<sup>13</sup> präpariert. In Gruppe A und AP wurden ausschließlich Trepanationsöffnungen angelegt. In den Gruppen U und UP wurden zusätzlich mesioapproximale Defekte mit einem blauen Diamanten in Kugelform<sup>14</sup> angelegt. Dabei wurde die vestibuläre Fläche des Zahnes geviertelt, sodass die Breite der Kavität jeweils ein Viertel der Zahnkrone betrug. In der approximalen Ansicht des Zahnes wurde die klinische Krone in der Längsachse gedrittelt, sodass die Höhe der Kavität jeweils einem Drittel der Zahnkrone entsprach. Um eine Verbindung der Pulpakammer mit dem Defekt herzustellen, wurde mesial jeweils eine Verbindung mit dem Rosenbohrer<sup>15</sup> angelegt. In den Gruppen B und BP wurde zusätzlich zum mesioapproximalen Defekt eine distoapproximale Kavität der gleichen Defektausdehnung präpariert (s.o.). In den dekapitierten Gruppen D und DP erfolgte vor der Defektpräparation eine Abformung mit einem kondensationsvernetzenden Silikon<sup>16</sup>. Daraufhin wurden die Zähne zirkulär 2 mm oberhalb der Schmelz-Zementgrenze dekapitiert. Im Anschluss wurde an allen Probenzähnen eine zirkuläre Schmelzanschrägung präpariert. Abbildung 5.4 zeigt die Ausdehnung der approximalen Defekte.

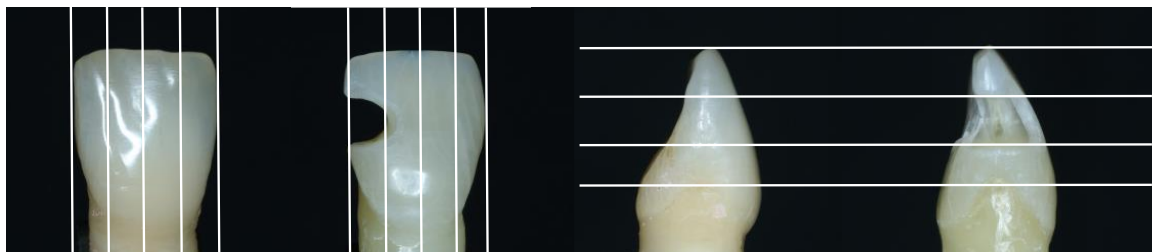


Abb. 5.4 Approximale Defekttextension in den Untersuchungsgruppen – von links nach rechts: Die klinische Krone wurde in der fazialen Ansicht so geteilt, dass der proximale Defekt ein Viertel der Kronenbreite darstellte. In der lateralen Ansicht des Zahnes reichte die Defektausdehnung über ein Drittel der Länge der klinischen Krone.

### 5.7 Wurzelfüllung

Die Wurzelkanäle wurden jeweils mit 5 ml 1%igem Natriumhypochlorit gespült und mit Papierspitzen<sup>17</sup> der entsprechenden ISO-Größe getrocknet. Die Wurzelfüllung erfolgte mit einem Sealer auf Epoxid-Basis<sup>18</sup> und einem Guttaperchastift<sup>19</sup> entsprechend der Aufbereitungsgröße in vertikaler Obturationstechnik<sup>20</sup> bis zum Apex. Dabei wurde der Wurzelkanal mit dem Sealer ausgestrichen, bevor ein genormter Guttaperchastift inseriert wurde. Nachfolgend wurde die Wurzelfüllung mit Hilfe eines Pens<sup>21</sup> 10 mm unterhalb der mesiozervikalen Schmelz-Zementgrenze im Down-pack abgetrennt und mit langen Pluggern<sup>22</sup> vertikal kondensiert, sodass im apikalen Kanalbereich in Abhängigkeit der Wurzellänge mindestens 4 mm Restguttapercha verblieben. Für die Probenzähne ohne Stiftinsertion wurde der Wurzelkanal daraufhin mit thermoplastischer Guttapercha gefüllt und diese mit langen Pluggern vertikal kondensiert, sodass diese 3 mm unterhalb der mesiozervikalen Schmelz-Zementgrenze endete. Nach der Wurzelfüllung wurde die Trepanationsöffnung für die Dauer der Aushärtungszeit der Wurzelfüllung mit einer provisorischen Füllung<sup>23</sup> verschlossen.

### 5.8 Stiftinsertion

Die Stiftbettpräparation wurde mit einem Vorbohrer<sup>24</sup> bei einer Umdrehungszahl von 800 U/min und mit einem Präzisionsbohrer<sup>25</sup> vorgenommen. Die Stiftbettkavität ist bis auf eine Länge von 10 mm im Wurzelkanal unterhalb der mesiozervikalen Schmelz-Zementgrenze präpariert worden. Mithilfe einer 2,5fach vergrößernden Lupenbrille wurden die Kanalanteile auf Materialrückstände überprüft. Für die adhäsive Vorbereitung wurde folgendes Prozedere durchgeführt:

- 1) Spülung des Wurzelkanals mit 5 ml 1%igem Natriumhypochlorit für 1 min
- 2) Spülung mit 5 ml destilliertem Wasser
- 3) Phosphorsäure<sup>26</sup>-Ätzung im Wurzelkanal und der koronalen Dentin- und Schmelzanteile für 15 s
- 4) Spülung mit 5 ml destilliertem Wasser im Kanal und der koronalen Anteile
- 5) Spülung mit 99%igem Ethanol<sup>27</sup> für 1 min: Trocknung des Kanals und Entfernung des überschüssigen Ethanol mit Papierspitzen

Der glasfaserverstärkte Kompositstift wurde ebenfalls mit Ethanol gereinigt und adhäsiv zementiert. In Tabelle 5.1 ist die Zusammensetzung der verwendeten Komposite, der Haftvermittler und des Stiftsystems angegeben.

Tab. 5.1 Spezifikation der verwendeten Komposite, Haftvermittler und des Stiftsystems\*

Materialien	Zusammensetzung	Produktname und Hersteller
Endodontischer Aufbaustift	Endodontischer Glasfaserstift: Quarzfasern 60 Vol. %, Epoxidharz 40 Vol. %; Kopfdurchmesser 1,47 mm; Spitzendurchmesser 0,80 mm	X Post™, Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
Adhäsivsystem	Universaladhäsiv: Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat, Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz, Urethan-Dimethacrylat, Triethylenglycol-Dimethacrylat, 2-Hydroxyethylmethacrylat, butyliertes Benzenediol, Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat, Campherchinon, funktionalisiertes amorphes Siliciumoxid, tertiäres Butanol Self Cure Activator: Urethan-Dimethacrylat, 2-Hydroxyethylmethacrylat, Katalysator, Photoinitiatoren, Stabilisatoren, Aceton, Wasser	XP Bond®/ Self Cure Activator, Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
Befestigungsmaterial	Dualhärtendes, hoch gefülltes Komposit: Urethan-Dimethacrylat, di- & trifunktionale Methacrylate, Barium-Boron-Fluoroaluminosilikat-Glas, Campherchinon, Fotoakzeleratoren, Siliciumdioxid, Benzoylperoxid	Core-X™ flow , Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
Komposit	Lichthärtendes Komposit: Barium-Alumino-Fluoro-Borosilikat-Glas, Strontium-Alumino-Fluor-Silikat-Glas, modifiziertes Urethan-Dimethacrylat, ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat, Triethylenglycol-Dimethacrylat, Campherchinon, Photoakzelerator, butyliertes Hydroxyltoluol, UV-Stabilisator, Titandioxid, Eisenoxidpigmente, Fluoreszenzmittel	SDR®, Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland

---

Komposit	Lichthärtendes Komposit: Methacrylat-modifiziertes Polysiloxan, Dimethacrylat-Harze, Fluoreszenzpigment, UV-Stabilisator, Stabilisator, Campherchinon, Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas, Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat, Siliziumdioxid-Nanofüllstoff, Eisenoxid-, Titanoxid- und Aluminiumsulfosilikat-Pigmente	Ceram.X <sup>®</sup> mono+, Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
----------	---	---

---

\*Herstellerangaben in den Gebrauchsanweisungen: Dentsply DeTrey 2008-02-12 (X Post<sup>™</sup>); Dentsply Sirona 2016-12-02 (XP Bond<sup>®</sup>); Dentsply International 2007-11-28 (Core-X<sup>™</sup> flow); Dentsply Sirona 2016-12-15 (SDR<sup>®</sup>); Dentsply DeTrey 2013-07-02 (Ceram.X<sup>®</sup> mono+)



Es erfolgte die Applikation des Adhäsivs<sup>28</sup> (XP Bond + Self Cure Activator) mit einem Applikatorbürstchen<sup>29</sup> auf dem Stift, im Wurzelkanal und den umgebenden Schmelz- und Dentinanteilen und das Verblasen für 20 s gemäß den Herstellerangaben. Die Stiftzementierung wurde mit einem dualhärtenden Aufbaumaterial<sup>30</sup> (Core-X flow) vorgenommen. Eine geringe Menge des Aufbaumaterials wurde dabei zuerst verworfen und anschließend zur Ermöglichung einer blasenfreien Applikation mit einem Applikatortip in den Wurzelkanal so injiziert, dass sich die Spitze der Automixkanüle im Material befand. In einem nächsten Schritt wurde daraufhin der glasfaserverstärkte Kompositstift inseriert. Es erfolgte eine grobe Überschussentfernung mit Handinstrumenten, bevor der Stiftaufbau für 20 s mit einer LED-Aushärtungslampe<sup>31</sup> (1200 mW/cm<sup>2</sup>) von allen Seiten lichtgehärtet wurde. Nach der Stiftinsertion erfolgte für jeden Probenzahn ein radiologisches Kontrollbild bei einer Belichtungszeit von 0,12 s und einer Spannung von 70 kV (Abb. 5.5).



Abb. 5.5 Radiologisches Kontrollröntgenbild nach Stiftinsertion in Gruppe BP: Der Stift ist regelrecht inseriert. Apikal sind 4 mm Restguttapercha vorhanden, die Stiftlänge im Kanal beträgt 10 mm.

### 5.9 Kompositrestaurationen der Probenzähne mit Trepanations- und Klasse-III-Defekten

In den Gruppen ohne Stiftinsertion (A, U und B) wurde die Guttapercha 3 mm unterhalb der mesiozervikalen Schmelz-Zementgrenze mit einem Rosenbohrer abgetrennt. Daraufhin wurden die Schmelzanteile der Kavitäten für 30 s und die Dentinareale für 15 s mit Phosphorsäure geätzt. Nach Abspülen des Ätzgels mit Wasserspray und anschließender Trocknung der Zahnoberfläche im Luftstrom erfolgte ein Rewetting mit 2%igem Chlorhexidin<sup>32</sup> für 30 s, das Aufbringen des Adhäsivs für 20 s, das Verblasen für 5 s und eine Lichthärtung für 10 s entsprechend den Herstellerangaben. Die Trepanationsöffnung wurde in einer Schichtstärke von 3 mm mit einem niedrig viskösen Komposit<sup>33</sup> (SDR) gefüllt und 20 s lichtgehärtet. Anschließend wurden die Defekte mit dem lichthärtenden Komposit (Ceram.X mono+) in Schichtstärken von bis zu 2 mm in der Inkrementtechnik restauriert, von allen Seiten für 20 s gehärtet, mit eiförmigen Rotringdiamanten<sup>34</sup> ausgearbeitet und mit Gummipolierern<sup>35</sup> poliert.

Die Kompositrestaurationen in den Gruppen mit Stiftinsertion (AP, UP und BP) erfolgten analog zu dem oben beschriebenen Vorgehen: Da die Schmelz- und Dentinareale der zu restaurierenden Flächen vor der Stiftinsertion vorbehandelt waren, erfolgte der schichtweise Aufbau direkt auf dem inserierten Aufbaustift. Nach dem Kavitätenverschluss wurde der Aufbaustift 2 mm unterhalb der Trepanationsöffnung abgetrennt. Die Defekte wurden mit Aluminiumoxidpartikeln<sup>36</sup> (50 micron, 2 bar), Silan<sup>37</sup> und Adhäsiv (XP Bond) vorbehandelt und mit Komposit (Ceram.X mono+) verschlossen. Die Füllungen wurden anschließend ausgearbeitet und poliert.

### 5.10 Kompositaufbauten der dekapitierten Proben

In Gruppe D, in der keine Stiftinsertion erfolgte, wurde die Guttapercha ebenfalls 3 mm unterhalb der mesiozervikalen Schmelz-Zementgrenze abgetrennt, die Zahnhartsubstanz wie in den Gruppen A, U und B vorbehandelt und die Trepanationsöffnung mit einem niedrig viskösen Komposit (SDR) in einer Schichtstärke von 3 mm gefüllt. Es erfolgte ein Kompositaufbau (Ceram.X mono+), der durch eine Schichtung in Inkrementtechnik bei Schichtstärken von bis zu 2 mm gegen den vestibulären Silikonwall realisiert wurde. Nach jeder Schicht wurde das Komposit für mindestens 20 s lichtgehärtet.

In Gruppe DP erfolgte die Stiftinsertion wie bereits oben beschrieben. Grobe Überschüsse wurden nach der Stiftzementierung entfernt. Die Kompositaufbauten (Ceram.X mono+) wurden wiederum durch das Schichten gegen den vestibulären Silikonwall realisiert. Nach der Kronenrekonstruktion erfolgte das Abtrennen des Aufbaustiftes 2 mm unterhalb der palatinalen Konkavität der Probenzähne. Die Defekte wurden mit Aluminiumoxidpartikeln, Silan und dem Adhäsiv vorbehandelt und dann mit Komposit wieder verschlossen. Anschließend wurden die Kompositaufbauten ausgearbeitet und poliert. Die Abbildungen 5.6 bis 5.8 illustrieren das Vorgehen für die dekapitierte Gruppe mit Stiftinsertion.



Abb. 5.6 Dekapitierter Zahn der Gruppe DP



Abb. 5.7 Kompositaufbau in Gruppe DP

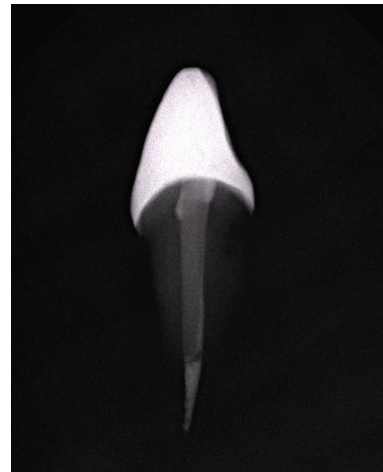


Abb. 5.8 Radiologisches Kontrollröntgenbild in Gruppe DP

### 5.11 Einbettung der Probenkörper

Alle Probenzähne wurden nach dem folgenden Standard eingebettet:

Zunächst wurden alle Probenzähne mit Hilfe von Klebewachs<sup>38</sup> am Stift des Parallelometers so fixiert, dass Stift und Zahnachse übereinstimmten. Die Wurzeloberflächen der Probenzähne wurden in einem Tauchwachsgerät mit einer Schicht Wachs<sup>39</sup> überzogen, um das Parodont zu simulieren. An der Wurzelspitze wurde das Wachs vorsichtig mit einem Skalpell reduziert, da es sich dort bevorzugt sammelte. Um die biologische Breite darzustellen, wurde ein Gusskanal aus Wachs<sup>40</sup> (Ø2 mm) zirkulär bis zur Schmelz-Zementgrenze angetragen. Der Wachsdraht wurde sowohl an der Schmelz-Zementgrenze als auch an der tiefgezogenen Wachsschicht auf der Wurzeloberfläche verschmolzen, um einen glatten Übergang zu gewährleisten. Die am Stift befestigte Probe wurde im Parallelometer eingespannt (Abb. 5.9). Als Einbetthülse diente ein Hohlkörper aus Aluminium (Abb. 5.10). Die Einbetthülse wurde mit Vaseline isoliert, auf einer Glasplatte fest fixiert und von einem Wasserbad umgeben, um ein Schmelzen des Wachses während der Polymerisationsreaktion zu vermeiden. Nun erfolgte das Anmischen des fließfähigen kaltpolymerisierenden Kunststoffes<sup>41</sup> nach Herstellerangaben in einem Silikonbecher und das Einfüllen in die Einbetthülse. Der am Parallelometer fixierte Zahn wurde so weit in die Einbetthülse versenkt, dass der obere Kunststoffrand unterhalb des Wachsdrahtes zu liegen kam. Nach der Abbindezeit des Kunststoffes wurden die Proben aus den Einbetthülsen entnommen. Scharfe Kanten wurden vorsichtig mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse entfernt. Um die eindeutige Position des Zahnes in dem Kunststoffblock festzuhalten, wurde eine Überabformung mit Hilfe eines additionsvernetzenden Silikons<sup>42</sup> vorgenommen. Um die Repositionierbarkeit zu prüfen und die Proben später in die richtige Position zu bringen, wurden sowohl auf dem Träger des Abformmaterials als auch auf dem Kunststoffblock jeweils drei Markierungen angebracht. Nun erfolgte das Ausschmelzen des Wachses. Hierfür wurden die Zähne und die Kunststoffblöcke mit einem Dampfstrahler abgestrahlt und danach auf Wachsrückstände überprüft. Nach Trocknung der Zähne und Einbettformen erfolgte das Abstrahlen der Zähne und der Kunststoffblöcke mit Aluminiumoxid in einem Abstand von 15 mm für 30 s und eine Säuberung der Proben mit Ethanol. Nach Positionierung der Probenzähne in der Vorabformung wurde eine dünne Schicht dünnfließend angemischten Autopolymerisats<sup>43</sup> vorsichtig auf die Wurzeloberfläche aufgetragen und im Drucktopf polymerisiert. Es erfolgte ein erneutes Abstrahlen der Wurzeloberflächen (s.o.). Um einen Verbund zum Silikon herzustellen, wurden die Wurzeloberflächen der Zähne und die Kunststoffblöcke dünn mit einem Adhäsiv<sup>44</sup> bestrichen. Nun wurde der Kunststoffblock unter Druck mit einem Unterfütterungsmaterial auf

A-Silikon-Basis<sup>45</sup> aus einer Kartusche aufgefüllt und die in der Silikonabformung positionierten Proben auf den Kunststoffblock gesetzt. Mittels der angebrachten Markierungen wurde sichergestellt, dass sich die Zähne in der richtigen Position befinden. Nach Aushärtung des Silikons wurden die Proben in ihrer Einbettform vorsichtig aus der Silikonabformung gelöst. Überschüssiges Silikon wurde mit einem Skalpell entfernt. Die Einbetthöhe der Proben wurde nochmals überprüft. Durch Beschleifen des Einbettmaterials konnten hieran Änderungen vorgenommen werden. Es erfolgte eine dreimalige Überprüfung der Zahnbeweglichkeit mit dem Periotest-Gerät an jeder eingebetteten Probe. Zähne, die Werte über 15 im Periotest-Gerät aufwiesen, wurden aus der Form entfernt und erneut eingebettet. Abbildung 5.11 zeigt einen fertig eingebetteten Probenkörper.



Abb. 5.9 Simulation des Parodontiums und der biologischen Breite in Wachs

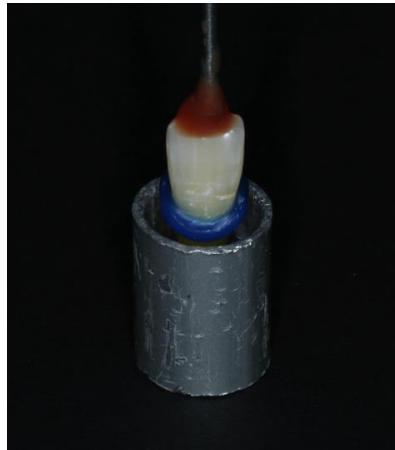


Abb. 5.10 Vorbereitete Probe in der Einbetthülse für die Aufnahme des Einbettmaterials



Abb. 5.11 Fertig eingebettete Probe

### 5.12 Kausimulation

Für alle Proben erfolgte in der Abteilung für zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Regensburg eine computergestützte Kausimulation<sup>46</sup> von 1,2 Millionen Kauzyklen zwischen 0 N und 50 N und einer simultanen Temperaturwechselbadbelastung von 2 x 3000 Zyklen bei 5 °C bis 55 °C und einer Haltezeit von 2 min. Die Belastung erfolgte auf der palatinalen Fläche der Oberkieferfrontzähne in einem Winkel von 135° zur Zahnachse, 2 mm unterhalb der Inzisalkante entsprechend einer eugnathen Interkuspitation. Proben, die bereits in der Kausimulation frakturierten, wurden in der Prüfmaschine nicht mehr bis zum Bruch belastet. Abbildung 5.12 zeigt schematisch den Versuchsaufbau in der Kausimulation.

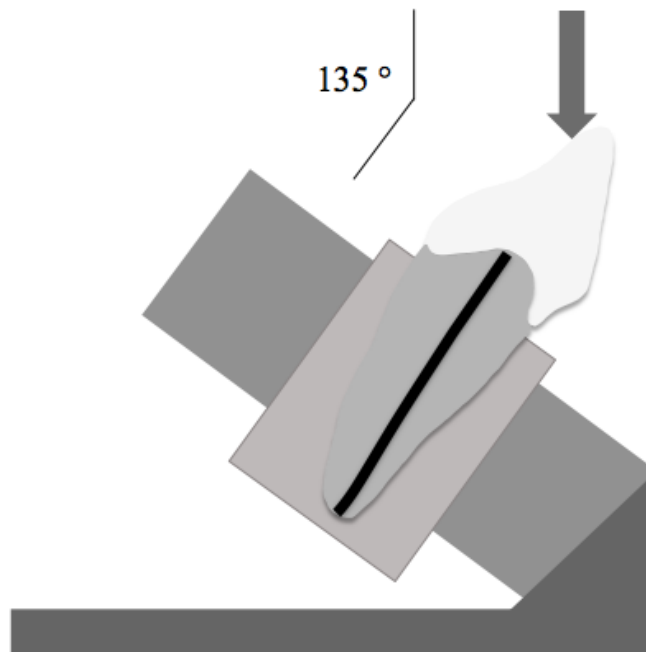


Abb. 5.12 Versuchsaufbau in der Kausimulation: Der eingebettete Probenkörper ist in einer Probenhalterung eingespannt und wird unter einem Winkel von 135° belastet.

### 5.13 Bruchversuche

Die Proben wurden in einer Universalprüfmaschine<sup>47</sup> in der Universitätsklinik Charité in der Abteilung für zahnärztliche Prothetik bis zum Bruch belastet, wobei die Angriffsfläche wiederum die palatinale Konkavität 2 mm unterhalb der Inzisalkante war. Zwischen der klinischen Krone des Probenkörpers und dem Stahlstempel wurde während der Belastungsprüfung eine dünne Zinnfolie platziert. Die aus einem Messingblock gefräste Probenhalterung wurde in einem Winkel von  $45^\circ$  zur Tischebene angebracht, um den Interinzisalwinkel von  $135^\circ$  zu simulieren (Abb. 5.13 und 5.14). Es erfolgte eine Aufzeichnung der maximalen Belastbarkeit und des zurückgelegten Weges des Prüfmaschinenkopfes. Sobald eine Vorlast von 0,1 N erreicht wurde, wurde die Kraft genullt und der Versuch gestartet. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min. Die Kraftabschaltswelle wurde mit 10 % der Maximalkraft definiert und führte zum Abbruch des Versuchs. Mit der Bruchbelastung jeder Probe erfolgte die Aufzeichnung eines Graphen, der die Abhängigkeit zwischen der Belastbarkeit und dem zurückgelegten Weg des Prüfmaschinenkopfes darstellte. Die nachfolgende Abbildung zeigt eine eingespannte Probe in der Universalprüfmaschine.

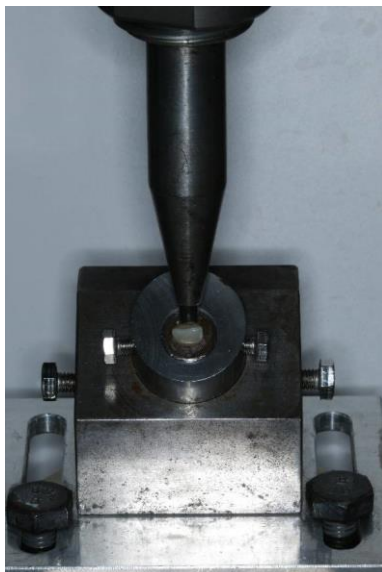


Abb. 5.13 Eingespannte Probe in der Universalprüfmaschine in frontaler Ansicht

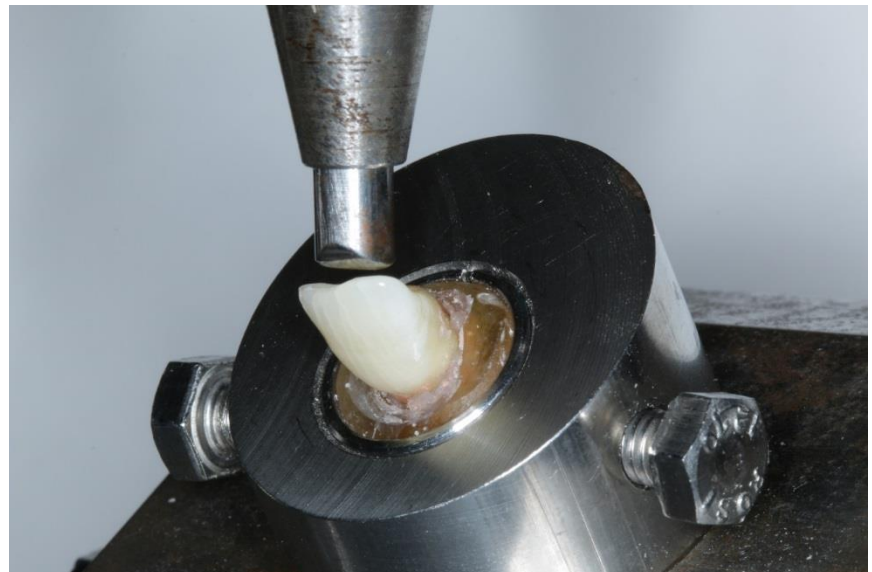


Abb. 5.14 Eingespannte Probe in der Universalprüfmaschine in lateraler Ansicht

#### 5.14 Frakturmusteranalyse

Nach den Bruchversuchen wurden für alle Proben die Frakturmuster analysiert und kategorisiert.

#### 5.15 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS<sup>48</sup>. Mit dem Log-rank-Test wurde die Überlebensrate der Proben nach der Kausimulation evaluiert. Für die statistische Auswertung der maximalen Belastbarkeit [N] diente der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-U-Test für den paarweisen Gruppenvergleich. Die Frakturmuster wurden qualitativ unter der Verwendung des exakten Tests nach Fisher ausgewertet.

Für alle Tests wurde das Signifikanzniveau auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.



## 6 Ergebnisse

### 6.1 Ergebnisse der Zahnvermessung und Gruppenverteilung

Die nachfolgende Tabelle 6.1 zeigt die gruppenspezifischen Mittelwerte und Standardabweichungen der vermessenen Querschnittsflächenprodukte sowie der Gesamt- und Wurzellängen der Probenzähne für alle Versuchsgruppen.

Ergebnisse der Zahnvermessung				
Gruppe		Querschnitts-	Gesamtlänge	Wurzellänge
		flächenprodukt [mm <sup>2</sup> ] (SD)	[mm] (SD)	[mm] (SD)
	A (Trepanationsöffnung/ohne Stift)	47,74 (2,45)	21,80 (1,80)	17,09 (0,93)
	AP (Trepanationsöffnung/mit Stift)	48,58 (3,36)	23,67 (1,33)	17,07 (2,16)
	U (Trepanations- und uniproximaler Defekt/ohne Stift)	47,79 (2,79)	24,33 (1,48)	17,34 (1,94)
	UP (Trepanations- und uniproximaler Defekt/mit Stift)	47,39 (3,06)	23,92 (1,22)	16,95 (1,59)
	B (Trepanations- und biproximaler Defekt/ohne Stift)	47,65 (3,04)	23,66 (1,68)	16,62 (1,22)
	BP (Trepanations- und biproximaler Defekt/mit Stift)	47,07 (2,81)	23,58 (1,37)	16,48 (1,17)
	D (dekapitiert/ohne Stift)	48,77 (3,09)	23,56 (1,30)	16,71 (1,46)
	DP (dekapitiert/mit Stift)	47,82 (2,15)	23,23 (1,52)	16,56 (1,31)
	Gesamt	47,85 (2,81)	23,47 (1,58)	16,85 (1,49)

Tab. 6.1 Ergebnisse der Zahnvermessung: Querschnittsflächenprodukte, Gesamt- und Wurzellängen für alle Versuchsgruppen

Das Diagramm 6.1 stellt schematisch die gleichmäßige Verteilung der Proben auf die Untersuchungsgruppen nach dem Querschnittsflächenprodukt dar.

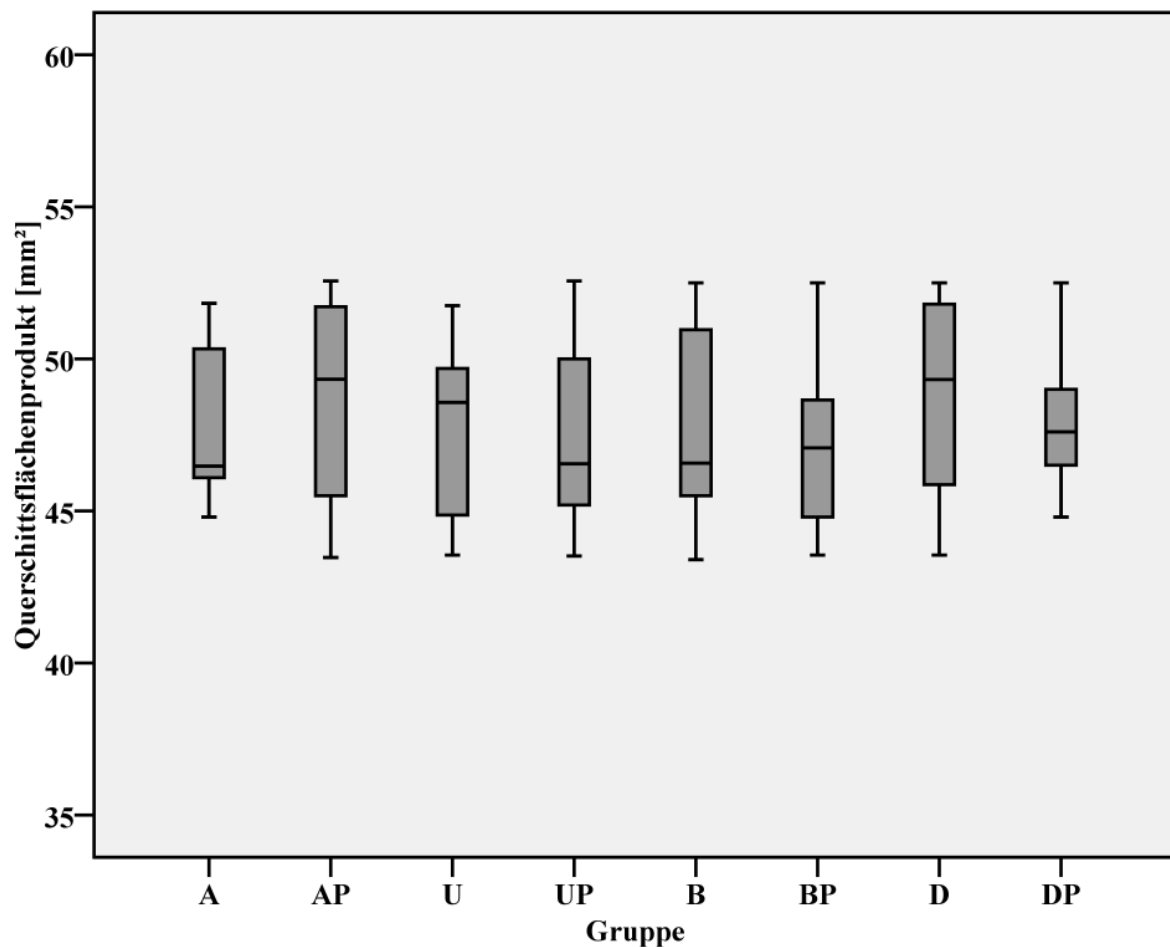


Abb. 6.1 Boxplotdiagramme der Querschnittsflächenprodukte [mm<sup>2</sup>] für alle Versuchsgruppen A (Trepanationsöffnung/ohne Stift), AP (Trepanationsöffnung/mit Stift), U (Trepanationsöffnung und uniproximaler Klasse-III-Defekt/ohne Stift), UP (Trepanationsöffnung und uniproximaler Klasse-III-Defekt/mit Stift), B (Trepanationsöffnung und biproximaler Klasse-III-Defekt/ohne Stift), BP (Trepanationsöffnung und biproximaler Klasse-III-Defekt/mit Stift), D (dekapitiert/ohne Stift), DP (dekapitiert/mit Stift)

## 6.2 Auswertung der Versagensrate nach der Kausimulation

Die bereits in der Kausimulation frakturierten Proben wurden numerisch analysiert. Als Versagen wurden hierbei Frakturen und/oder Substanzverluste innerhalb der klinischen Krone, der Restauration und/oder der Wurzel definiert. In die Auswertung konnten alle Proben miteinbezogen werden ( $n = 12$  pro Gruppe). Das Ergebnis des Log-rank-Tests zeigt für Gruppe D der dekapitierten und mit Komposit aufgebauten Zähne ohne Stiftinsertion eine signifikant höhere Versagensrate ( $p = 0,001$ ) als für alle anderen Gruppen. Die frakturierten Proben wurden in der Universalprüfmaschine anschließend nicht mehr bis zum Bruch belastet. Tabelle 6.2 fasst die Anzahl der Ereignisse für die einzelnen Gruppen zusammen.

Versagensverteilung in der Kausimulation			
Gruppe		Gesamt	Anzahl der Ereignisse während der Kausimulation
	A (Trepanationsöffnung/ohne Stift)	12	0
	AP (Trepanationsöffnung/mit Stift)	12	0
	U (Trepanations- und uniproximaler Defekt/ohne Stift)	12	0
	UP (Trepanations- und uniproximaler Defekt/mit Stift)	12	1
	B (Trepanations- und biproximaler Defekt/ohne Stift)	12	1
	BP (Trepanations- und biproximaler Defekt/mit Stift)	12	1
	D (dekapitiert/ohne Stift)	12	6
	DP (dekapitiert/mit Stift)	12	1
	Gesamt	96	10

Tab. 6.2 Versagensverteilung in den einzelnen Untersuchungsgruppen während der Kausimulation

### 6.3 Auswertung der maximalen Belastbarkeit

Die Basis für die quantitative Auswertung bildete die Variable der maximalen Belastbarkeit ( $F_{max}$ ) in Newton. In der Universalprüfmaschine erfolgte für jede Probe die Aufzeichnung eines Graphen, der die Abhängigkeit zwischen der Belastbarkeit und dem zurückgelegten Weg des Prüfmaschinenkopfes darstellte. Die Kraftabschaltschwelle wurde auf 10 % der Maximalkraft festgelegt und führte zum Versuchsabbruch. Die Auswertung erfolgte mit nicht-parametrischen Tests, da keine Normalverteilung der  $F_{max}$ -Werte vorlag. Die nachfolgende Tabelle 6.3 gibt einen Überblick über die Median-, Minimal- und Maximalwerte für alle Versuchsgruppen.

In den Gruppen A und U konnte die maximale Belastbarkeit für jeweils eine Probe und in Gruppe AP für zwei Proben nicht ausgewertet werden, da diese aufgrund technischer Probleme in der Universalprüfmaschine nicht aufgezeichnet wurde. Daraus ergeben sich geringere Fallzahlen für die Auswertung der maximalen Belastbarkeit mit elf Proben für Gruppe A, zehn Proben für Gruppe AP und elf Proben für Gruppe U. Die bereits in der Kausimulation frakturierten Proben wurden in die Analyse der maximalen Belastbarkeit miteinbezogen, indem die maximale Belastbarkeit für diese Proben mit 0,00 N angegeben wurde.

<b>Maximale Belastbarkeit</b>					
<b>Gruppe</b>		Medianwert [N]	Min. [N]	Max. [N]	N
	A (Trepanationsöffnung/ohne Stift)	483,00	359,00	701,00	11
	AP (Trepanationsöffnung/mit Stift)	534,00	298,01	828,00	10
	U (Trepanations- und uniproximaler Defekt/ohne Stift)	418,00	218,00	882,00	11
	UP (Trepanations- und uniproximaler Defekt/mit Stift)	527,00	0,00	867,00	12
	B (Trepanations- und biproximaler Defekt/ohne Stift)	470,03	0,00	864,00	12
	BP (Trepanations- und biproximaler Defekt/mit Stift)	502,00	0,00	1114,00	12
	D (dekapitiert/ohne Stift)	38,00	0,00	522,00	12
	DP (dekapitiert/mit Stift)	468,50	0,00	944,00	12
	Gesamt	447,03	0,00	1114,00	92

Tab. 6.3 Median-, Minimal- und Maximalwerte für alle Versuchsgruppen [N]

Die Medianwerte für alle Gruppen außer für Gruppe D bewegen sich zwischen 418 und 534 N. Die dekapitierte Gruppe ohne Stiftinsertion (D) weist mit 38 N den niedrigsten Medianwert aller Untersuchungsgruppen auf.

In der statistischen Analyse ließ sich mit dem Kruskal-Wallis-Test feststellen, dass sich  $F_{max}$  in mindestens zwei Gruppen bei einem p-Wert von 0,003 signifikant unterscheidet.

Der paarweise Gruppenvergleich zeigte einen Unterschied für Gruppe D (dekapitiert/ohne Stift) zu allen anderen Gruppen bei p-Werten unter 0,008. Die signifikanten p-Werte sind in den Abbildungen 6.2 und 6.3 dargestellt. Die vollständige Auflistung aller errechneten p-Werte findet sich im Anhang unter 10.1 dieser Arbeit.

Die nachfolgenden Boxplotdiagramme (Abb. 6.2 und 6.3) stellen diese Unterschiede schematisch dar. Dabei werden die beiden Parameter Defektgröße und Stiftinsertion zunächst isoliert voneinander betrachtet.

### 6.3.1 Einfluss der Defektgröße auf die maximale Belastbarkeit

Die Boxplotdiagramme der ansteigenden Defektgrößen für die Gruppen ohne Stiftinsertion illustrieren, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen mit Trepanationsöffnungen und uni- sowie biproximalen Defekten besteht. Für dekapitierte Zähne ohne Stiftinsertion (Gruppe D) liegen die aufgezeichneten Werte der maximalen Belastbarkeit signifikant unter denen aller anderen Gruppen.

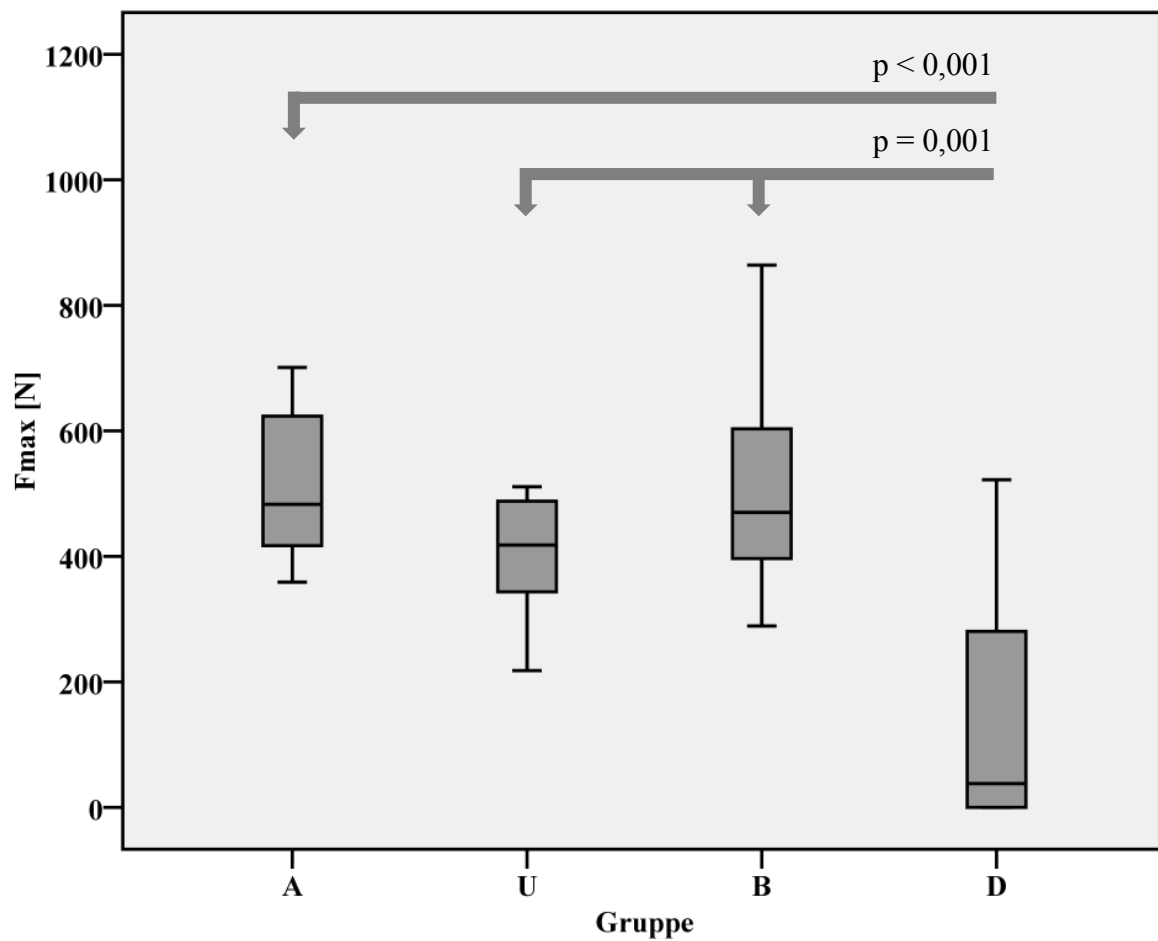


Abb. 6.2 Boxplotdiagramme der  $F_{max}$ -Werte [N] für die Versuchsgruppen ohne Stiftinsertion: A (Trepanationsöffnung/ohne Stift), U (Trepanationsöffnung und uniproximaler Klasse-III-Defekt/ohne Stift), B (Trepanationsöffnung und biproximaler Klasse-III-Defekt/ohne Stift), D (dekapitiert/ohne Stift)

### 6.3.2 Einfluss der Stiftinsertion auf die maximale Belastbarkeit

Im Folgenden sollen die maximalen Belastbarkeiten der Gruppen mit und ohne Stiftinsertion der gleichen Defektgröße miteinander verglichen werden. Hierzu werden die in Abbildung 6.2 aufgeführten Boxplotdiagramme der Gruppen A, U, B und D um die Gruppen mit Stiftinsertion (AP, UP, BP, DP) ergänzt und nebeneinander aufgeführt.

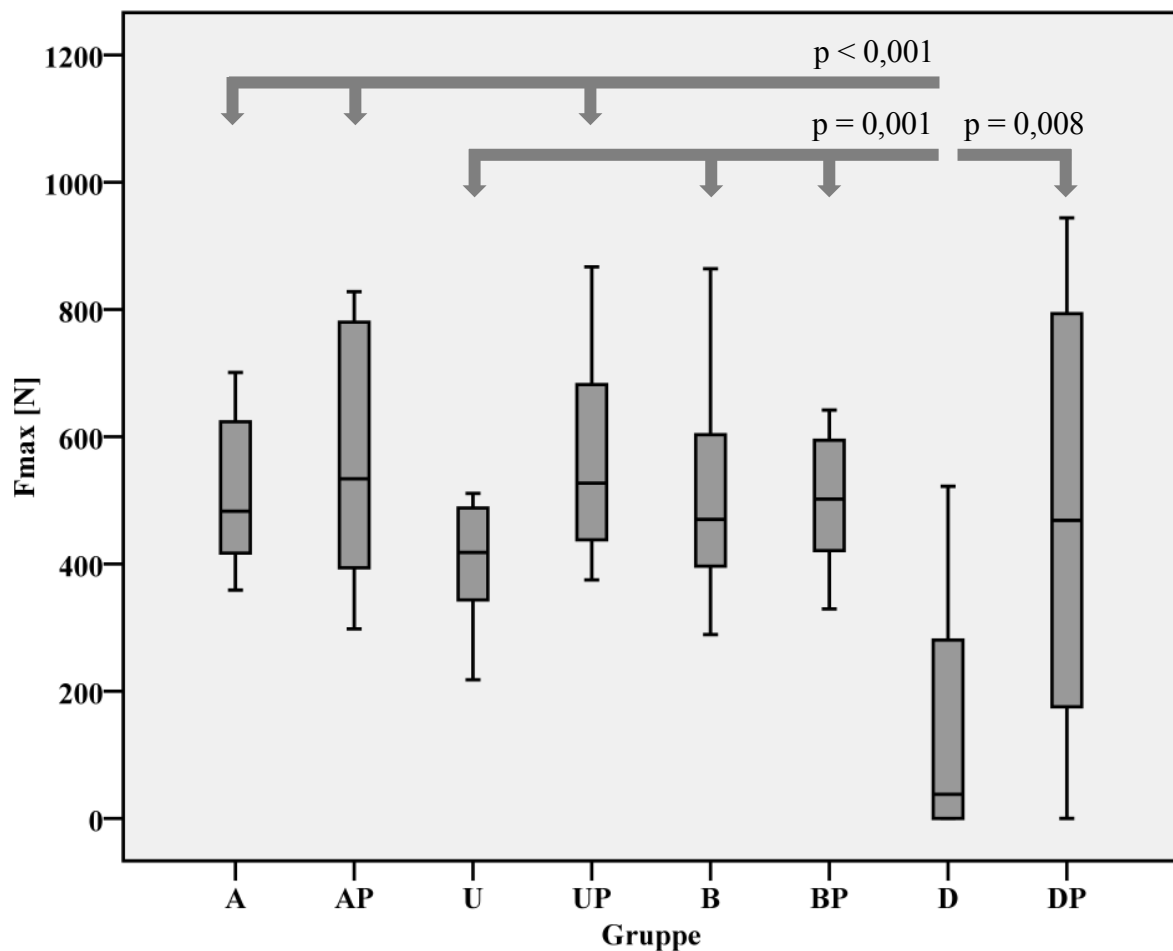


Abb. 6.3 Boxplotdiagramme der Fmax-Werte [N] für alle Versuchsgruppen

A (Trepanationsöffnung/ohne Stift), AP (Trepanationsöffnung/mit Stift), U (Trepanationsöffnung und uniproximaler Klasse-III-Defekt/ohne Stift), UP (Trepanationsöffnung und uniproximaler Klasse-III-Defekt/mit Stift), B (Trepanationsöffnung und biproximaler Klasse-III-Defekt/ohne Stift), BP (Trepanationsöffnung und biproximaler Klasse-III-Defekt/mit Stift), D (dekapitiert/ohne Stift), DP (dekapitiert/mit Stift)



Bei der isolierten Betrachtung der Gruppen A (ohne Aufbaustift) und AP (mit Aufbaustift) wird deutlich, dass die aufgezeichneten Werte sich nicht signifikant unterscheiden. Gleiches gilt für die Gruppen U (ohne Aufbaustift) und UP (mit Aufbaustift) sowie B (ohne Aufbaustift) und BP (mit Aufbaustift). Insgesamt unterscheiden sich demnach die gemessenen maximalen Belastungswerte zwischen den Gruppen mit reinen Trepanationsöffnungen sowie uni- und biproximalen Kavitäten nicht signifikant, und zwar unabhängig davon, ob eine Stiftinsertion vorgenommen wurde.

Für die dekapitierte Defektebene in den Gruppen D (dekapitiert/ohne Aufbaustift) und DP (dekapitiert/mit Aufbaustift) lässt sich jedoch eine Steigerung der maximalen Belastbarkeit durch eine Stiftinsertion zeigen.

Die Gruppe DP (dekapitiert/mit Aufbaustift) unterscheidet sich von den Gruppen mit reinen Trepanationsöffnungen, uni- und biproximalen Defekten mit und ohne Stiftinsertion nicht signifikant.

## 6.4 Auswertung der Frakturmuster

### 6.4.1 Frakturmusteranalyse

Für die Frakturmusteranalyse nach den Bruchversuchen wurden alle Probenzähne herangezogen, unabhängig davon, ob diese bereits in der Kausimulation frakturiert waren oder nicht. Somit ist von einer Fallzahl von  $n = 12$  für jede Gruppe auszugehen. Im Nachfolgenden wird der Begriff Fraktur als Überbegriff für alle Versagensarten wie Füllungsverluste, Frakturen innerhalb der Restauration, der klinischen Krone oder im Wurzelbereich definiert. Alle beobachteten Frakturmuster wurden zunächst nach Lage der jeweiligen Fraktur beschrieben:

- I) Frakturen innerhalb der klinischen Krone, die oberhalb der Schmelz-Zementgrenze liegen (restaurierbar)
- II) diagonale Kronen-Wurzelfrakturen, die sowohl die klinische Krone als auch die Wurzel betreffen (restaurierbar)
- III) diagonale Kronen-Wurzelfrakturen, die sowohl die klinische Krone als auch die Wurzel betreffen und 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze liegen (infaust)
- IV) Frakturen, die im apikalen Bereich lokalisiert sind (infaust)

Alle Frakturen, die 2 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze lokalisiert waren, wurden als infaust definiert. Frakturen, die oberhalb davon beobachtet wurden, wurden als restaurierbar klassifiziert.

Abbildung 6.4 illustriert in blauer Farbe schematisch die Frakturlinienverläufe.

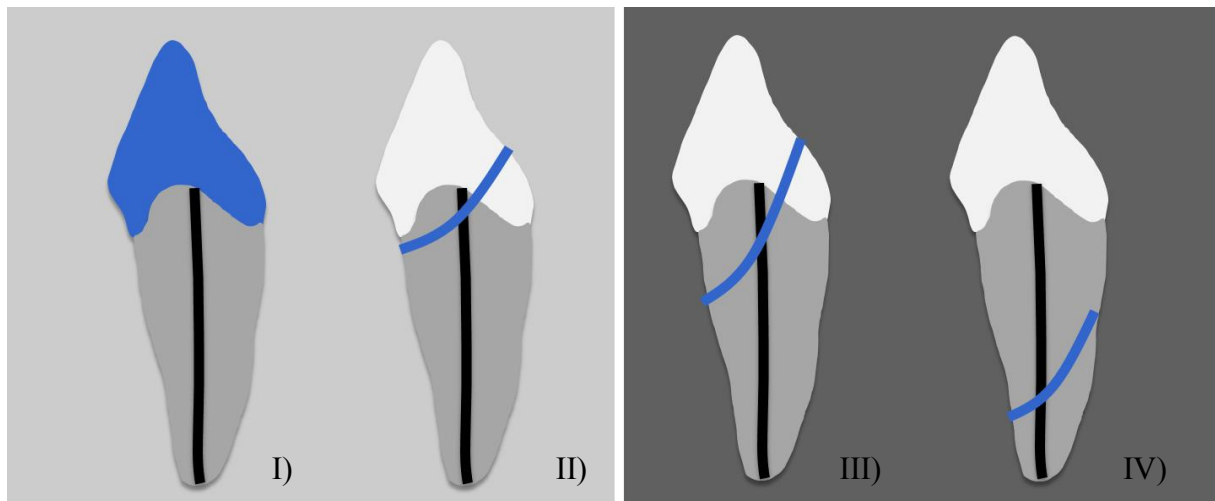


Abb. 6.4 Frakturmusterkategorien – von links nach rechts: intrakoronale Frakturen (I), restaurierbare, diagonale Kronen-Wurzelfrakturen (II), infauste, diagonale Kronen-Wurzelfrakturen (III), Wurzelfrakturen (IV). Die hellgrau unterlegte Grafik auf der linken Seite stellt die restaurierbaren Frakturmuster dar, die dunkelgrau unterlegte Grafik auf der rechten Seite die infausten Frakturmuster.

#### 6.4.2 Häufigkeitsverteilung der Frakturmuster innerhalb der Versuchsgruppen

Die beobachteten Frakturen der Probenzähne wurden den oben beschriebenen Frakturmustern der Kategorien I-IV zugeordnet. Diese Daten fasst Tabelle 6.4 zusammen. Es erfolgte eine prozentuale Auswertung der Frakturmuster innerhalb der jeweiligen Gruppe.

Frakturmusteranalyse							
Gruppe			I	II	III	IV	Ges.
	A (Trepanationsöffnung/ohne Stift)	Anzahl	0	2	1	9	12
	AP (Trepanationsöffnung/mit Stift)	Anzahl	1	4	1	6	12
	U (Trepanations- und uniproximaler Defekt/ohne Stift)	Anzahl	5	0	1	6	12
	UP (Trepanations- und uniproximaler Defekt/mit Stift)	Anzahl	3	2	0	7	12
	B (Trepanations- und biproximaler Defekt/ohne Stift)	Anzahl	4	0	0	8	12
	BP (Trepanations- und biproximaler Defekt/mit Stift)	Anzahl	3	0	0	9	12
	D (dekapitiert/ohne Stift)	Anzahl	11	0	1	0	12
	DP (dekapitiert/mit Stift)	Anzahl	9	0	0	3	12
	Gesamt	Anzahl	36	8	4	48	96

Tab. 6.4 Frakturmusteranalyse innerhalb der Versuchsgruppen

In den Spalten finden sich die entsprechend definierten Frakturmusterkategorien: I (intrakoronale Fraktur), II (restaurierbare, diagonale Kronen-Wurzelfraktur), III (infauste, diagonale Kronen-Wurzelfraktur), IV (Wurzelfraktur).

In Gruppe A (Trepanationsöffnung/ohne Aufbaustift) wurden mit einer prozentualen Verteilung von 75 % innerhalb der Gruppe hauptsächlich Wurzelfrakturen beobachtet, während intrakoronale Frakturen gar nicht festgestellt wurden. In Gruppe AP (Trepanationsöffnung/mit Aufbaustift) mit zusätzlicher Stiftinsertion verschiebt sich die Verteilung in Richtung der diagonalen Frakturen, wobei die meisten davon restaurierbar sind. Das dominierende Frakturmuster innerhalb der Versuchsgruppe AP war jedoch die Wurzelfraktur mit 50 %.

In Gruppe U (Trepanationsöffnung und uniproximaler Defekt/ohne Aufbaustift) verteilten sich die Frakturen mehrheitlich auf die intrakoronale Frakturen mit 41,7 % und Wurzelfrakturen mit 50 % innerhalb der Versuchsgruppe. In Gruppe UP (Trepanationsöffnung und uniproximaler Defekt/mit Aufbaustift) wurden intrakoronale und diagonal restaurierbare Frakturen beobachtet, wobei die Fraktur im Wurzelbereich mit 58,3 % in der Untersuchungsgruppe das vorherrschende Frakturmuster darstellte.

In den Gruppen B (Trepanationsöffnung und biproximaler Defekt/ohne Aufbaustift) und BP (Trepanationsöffnung und biproximaler Defekt/mit Aufbaustift) traten ausschließlich intrakoronale Frakturen und Wurzelfrakturen auf, wobei prozentual weiterhin die Wurzelfrakturen mit 66,7 % in Gruppe B und 75 % in Gruppe BP dominierten.

In Gruppe D (dekapitiert/ohne Aufbaustift) waren keine Wurzelfrakturen festzustellen und nur eine diagonale, infauste Fraktur. Die intrakoronale Fraktur bildete mit 91,7 % innerhalb der Gruppe das vorherrschende Versagensmuster. In Gruppe DP (dekapitiert/mit Aufbaustift) wurden zusätzlich Wurzelfrakturen beobachtet. Gleichzeitig blieb die intrakoronale Fraktur mit 75 % das dominierende Frakturmuster innerhalb der Gruppe.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Wurzelfraktur das meist beobachtete Frakturmuster in den Gruppen A, AP, U, UP, B und BP darstellte. In den dekapitierten und mit Komposit aufgebauten Gruppen mit und ohne Stiftinsertion (D und DP) war das dominierende Versagensmuster dagegen die restaurierbare Fraktur innerhalb der klinischen Krone.

### 6.4.3 Grafische Darstellung der meist beobachteten Frakturmuster

#### Frakturmuster I (intrakoronale Fraktur):

Innerhalb der intrakoronalen Frakturen in den Gruppen A, AP, U, UP, B und BP wurden Schneidekantenfrakturen mit intakten und frakturierten Füllungen beobachtet. Die nachfolgende Abbildung 6.5 zeigt eine für die Gruppen A bis BP typische Schneidekantenfraktur.

Das vorherrschende Versagensmuster in den Gruppen D (dekapitiert/ohne Aufbaustift) und DP (dekapitiert/mit Aufbaustift) nahm seinen Ursprung an der palatinalen Konkavität am Ansatz des Belastungspunktes und führte sowohl zu einem adhäsiven Versagen im vestibulären Anteil als auch zu einem kohäsiven Versagen in Belastungsrichtung, sodass palatinal noch ein Teil der Restauration zu finden, vestibulär hingegen ein Verlust der Kompositrestauration festzustellen war (Abb. 6.6).



Abb. 6.5 Intrakoronale Fraktur in Gruppe UP,  
Ansicht von vestibulär

Abb. 6.6 Intrakoronale Fraktur in Gruppe DP,  
Ansicht von vestibulär

Frakturmuster II (diagonale Kronen-Wurzelfraktur, restaurierbar) und III (diagonale Kronen-Wurzelfraktur, infaust):

Bei den diagonalen Kronen-Wurzelfrakturen bildete den Frakturursprung ebenfalls die palatinale Konkavität der Probenzähne, und zwar entsprechend der Angriffsfläche des Prüfmaschinenkopfes (Abb. 6.7). Das Frakturmuster ist, entlang der Längsachse des Zahnes betrachtet, vestibulär weiter zervikal gelegen als palatinal. Der palatinale Anteil frakturierte an der Kraftangriffsfläche. Der Aufbaustift war je nach Frakturmuster entweder noch im koronalen Segment oder im apikalen Segment in situ. Für die infausten Frakturen war er im koronalen Anteil, im Falle eines restaurierbaren Versagens im apikalen Bereich zu finden.

Frakturmuster IV (Wurzelfraktur):

Die Wurzelfraktur bildete das typische Versagensmuster in den Gruppen A bis BP (Abb. 6.8). Es konnten weder Stiftfrakturen noch Stiftdezementierungen beobachtet werden.



Abb. 6.7 Diagonale Kronen-Wurzelfraktur in Gruppe BP, Ansicht von vestibulär

Abb. 6.8 Wurzelfraktur in Gruppe AP

#### 6.4.4 Häufigkeitsverteilung der infausten und restaurierbaren Frakturen innerhalb der Versuchsgruppen

Zur Untersuchung der Wiederversorgbarkeit wurden die oben beschriebenen Frakturmuster in zwei Gruppen zusammengefasst: infauste und restaurierbare Frakturen. Die nachfolgende Grafik 6.9 zeigt schematisch die Verteilung der Frakturmuster infaust und restaurierbar in den unterschiedlichen Gruppen. Für jede Gruppe ist von einer Fallzahl von 12 ( $n = 12$ ) auszugehen.

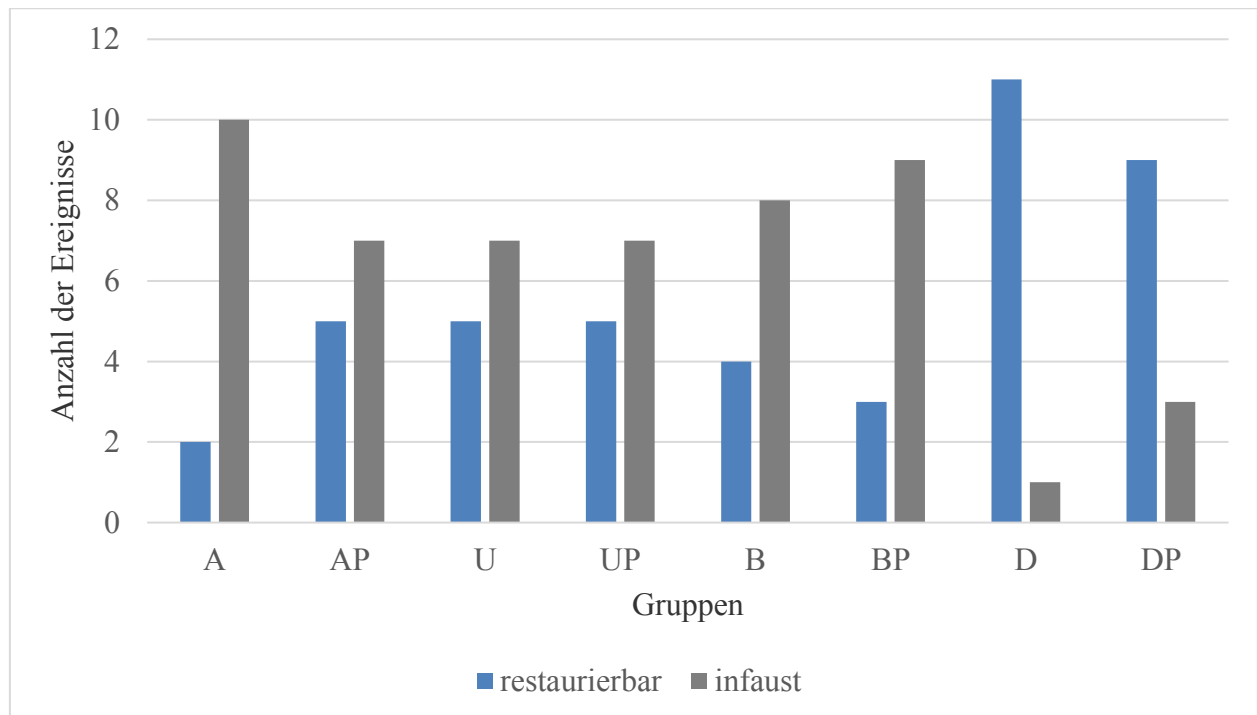


Abb. 6.9 Häufigkeitsverteilung der Frakturmuster (infaust/restaurierbar) in allen Versuchsgruppen: Auf der y-Achse sind die Anzahl der Ereignisse und auf der x-Achse alle Gruppen (A, AP, U, UP, B, BP, D, DP) abgebildet. Die Defektgröße nimmt entsprechend von links nach rechts zu. Für jede Gruppe sind zwei Balken aufgezeichnet: Die blauen Balken kennzeichnen die restaurierbaren Frakturmuster, die grauen Balken stellen die infausten Frakturmuster dar.



Aus dem dargestellten Diagramm ist ersichtlich, dass in den Gruppen mit den Trepanationskavitäten sowie den uni- und biproximalen Defekten die infausten Frakturen die Mehrheit bildeten. In Gruppe A (Trepanationsöffnung/ohne Stift) waren mehr infauste Frakturen festzustellen als in allen anderen Gruppen. In den Gruppen AP (Trepanationsöffnung/mit Stift), U (Trepanationsöffnung und uniproximaler Defekt/ohne Stift) und UP (Trepanationsöffnung und uniproximaler Defekt/mit Stift) war die Verteilung der infausten und restaurierbaren Frakturen identisch, während in den Gruppen B (Trepanationsöffnung und biproximaler Defekt/ohne Stift) und BP (Trepanationsöffnung und biproximaler Defekt/mit Stift) mehr infauste Frakturen beobachtet wurden. Im Hinblick auf die numerische Verteilung der Frakturmuster in den Gruppen D (dekapitiert/ohne Stift) und DP (dekapitiert/mit Stift) ereigneten sich mehrheitlich restaurierbare Frakturen.

Die statistische Analyse der restaurierbaren und infausten Frakturmuster erfolgte mit dem exakten Test nach Fisher. Alle signifikanten Unterschiede sind in Tabelle 6.5 zusammengefasst. Die vollständige Auflistung aller erfassten p-Werte findet sich im Anhang 10.2 dieser Arbeit.

<b>Frakturmusteranalyse (infaust/restaurierbar) innerhalb aller Versuchsgruppen</b>		
<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>	<b>p-Wert</b>
A (Trepanationsöffnung/ohne Stift)	D (dekapitiert/ohne Stift)	0,001
BP (Trepanations- und biproximaler Defekt/mit Stift)	D (dekapitiert/ohne Stift)	0,003
B (Trepanations- und biproximaler Defekt/ohne Stift)	D (dekapitiert/ohne Stift)	0,009
A (Trepanationsöffnung/ohne Stift)	DP (dekapitiert/mit Stift)	0,012
AP (Trepanationsöffnung/mit Stift)	D (dekapitiert/ohne Stift)	0,027
U (Trepanations- und uniproximaler Defekt/ohne Stift)	D (dekapitiert/ohne Stift)	0,027
UP (Trepanations- und uniproximaler Defekt/mit Stift)	D (dekapitiert/ohne Stift)	0,027
BP (Trepanations- und biproximaler Defekt/mit Stift)	DP (dekapitiert/mit Stift)	0,039

Tab. 6.5 Frakturmusteranalyse innerhalb aller Versuchsgruppen: statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen in Bezug auf das Frakturmuster infaust/restaurierbar bei  $p \leq 0,05$

Aus der Tabelle wird ersichtlich, dass sich die Frakturmuster infaust und restaurierbar zwischen der Gruppe D und den Versuchsgruppen A bis BP signifikant unterscheiden, sodass das dominierende Frakturmuster in den Gruppen A (Trepanationsöffnung/ohne Aufbaustift), AP (Trepanationsöffnung/mit Aufbaustift), U (Trepanationsöffnung und uniproximaler Defekt/ohne Aufbaustift), UP (Trepanationsöffnung und uniproximaler Defekt/mit Aufbaustift), B (Trepanationsöffnung und biproximaler Defekt/ohne Aufbaustift) und BP (Trepanationsöffnung und biproximaler Defekt/mit Aufbaustift) die infauste Fraktur darstellt, während in Gruppe D (dekapitiert/ohne Aufbaustift) hauptsächlich restaurierbare Frakturen beobachtet werden. Weiter bestehen statistisch signifikante Differenzen zwischen der Gruppe DP (dekapitiert/mit Aufbaustift) und den Gruppen A und BP, sodass in Gruppe DP im Vergleich zu den anderen Gruppen mehrheitlich restaurierbare Frakturen zu verzeichnen sind.

#### 6.4.5 Zusammenhang zwischen Stiftinsertion und dem Frakturmuster infaust/restaurierbar

Für die statistische Analyse des Zusammenhangs zwischen dem jeweiligen Frakturmuster und der Stiftinsertion wurden jeweils die Gruppen der gleichen Defektgröße mit und ohne Stiftinsertion mit dem exakten Test nach Fisher (s.o.) miteinander verglichen. Die errechneten p-Werte werden in nachfolgender Tabelle 6.6 aufgeführt.

<b>Frakturmusteranalyse (infaust/restaurierbar) in Bezug auf die Stiftinsertion</b>			
	ohne Aufbaustift	mit Aufbaustift	p-Wert
<b>Gruppen</b>	A (Trepanationsöffnung)	AP	0,371
	U (Trepanations- und uniproximaler Defekt)	UP	1,000
	B (Trepanations- und biproximaler Defekt)	BP	1,000
	D (dekapitiert)	DP	0,590

Tab. 6.6 Frakturmusteranalyse (infaust/restaurierbar) in Bezug auf die Stiftinsertion: statistischer Vergleich der Untersuchungsgruppen der gleichen Defekttextension mit und ohne Stiftinsertion in Bezug auf das Frakturmuster

Da keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen A und AP, U und UP, B und BP und D und DP bestehen, konnte kein Zusammenhang zwischen der Stiftinsertion (ja/nein) und den Frakturmustern infaust/restaurierbar festgestellt werden.

## 7 Diskussion

### 7.1 Diskussion der Methodik

#### 7.1.1 Zahnauswahl

Für diese In-vitro-Studie wurden menschliche, extrahierte Zähne als Proben eingesetzt. Dieses Vorgehen ist als Standardverfahren allgemein akzeptiert und wurde in zahlreichen anderen In-vitro-Studien zur postendodontischen Rekonstruktion ebenfalls gewählt [93, 35, 80, 38, 37]. Die Verwendung extrahierter menschlicher Zähne für In-vitro-Testungen bringt jedoch einige Nachteile mit sich, die im Nachfolgenden näher skizziert werden:

Die Größe, Lokalisation der Pulpakammer, die Konfiguration des Wurzelkanals und der Mineralisierungsgrad der Zahnhartsubstanz sind unterschiedlich [15]. Hinzu kommt, dass vorhandene Rissbildungen und Frakturen auch mit einer Vergrößerungshilfe nicht vollständig detektiert werden können. Auch sind extrahierte, defektfreie menschliche Zähne relativ rar, da Extraktionen gesunder Zähne mangels Indikation nur selten erfolgen. Es musste auf ein Zahnreservoir zurückgegriffen werden, aus dem keine Rückschlüsse auf den Extraktionszeitpunkt möglich waren. Dieses Vorgehen ist als Limitation der Aussagekraft dieser In-vitro-Studie anzusehen, da der Zeitraum nach Zahnextraktion die Dentinhartung dentaler Materialien verändert [99] und eine 12-monatige Lagerung der Probenzähne in Chloramin-T-Lösung das Versagen der koronalen Restauration signifikant beeinflusst [100].

Vor diesem Hintergrund setzten sich einige Studien zum Ziel, andere Studienmodelle zu entwickeln. Lopes et al. untersuchten 2013 die Scherhaftfestigkeit adhäsiver Materialien auf Schmelz und Dentin an Zähnen bovinen und menschlichen Ursprungs und kamen zu dem Ergebnis, dass sich die Haftfestigkeit am Schmelz nicht unterscheidet, die Haftfestigkeit für Dentin jedoch für die beiden Versuchsgruppen signifikant unterschiedlich ist [101]. Andere In-vitro-Studien konkludieren, dass analoge Materialien zur Simulation der Zahnhartsubstanz wie Kunststoffe zwar standardisiert werden können, aber nur begrenzt eingesetzt werden sollten, da das Dentin unterschiedliche Elastizitätsmodule aufweist, die mit Kunststoffanaloga nicht dargestellt werden können [102]. Auch werden bei Verwendung von Kunststoffanaloga andere Frakturmuster beobachtet als bei natürlichen Zähnen. Die Autoren geben eine klare Empfehlung dahingehend ab, als dass extrahierte Zähne weiterhin als Standard für In-vitro-Testungen gelten sollten. Als Konsequenz ergeben sich für die Gruppen eine relativ große Streuung und Standardabweichung.

Die meisten In-vitro-Studien mit dem Fokus direkter Versorgungen betrachten die Frakturresistenz von Prämolaren, nur einige wenige untersuchen Oberkiefer-Frontzähne [77].

Aus einer prospektiven klinischen 10-Jahresstudie geht jedoch hervor, dass die Überlebenswahrscheinlichkeit endodontisch behandelter Zähne unter anderen Faktoren auch von der Lokalisation des Zahnes im Zahnbogen abhängig ist [33]. Der Studie nach besteht für Frontzähne ein doppelt so hohes Versagensrisiko wie für Seitenzähne. Dieser Umstand wird mit dem Auftreten von nicht axialen Scherkräften im Frontzahnbereich erklärt, während im Seitenzahnbereich eher von einem axialen, kompressiven Kraftvektor auszugehen ist. Da die Variation der Scherkräfte im Frontzahnbereich größer ist als im Seitenzahnbereich, sind Frontzahnrestorationen wesentlich anfälliger für technische Komplikationen, die durch Ermüdungsbelastung produziert werden. Der Oberkieferfrontzahnbereich kann damit als hohes Risikogebiet für Frakturen angesehen werden [22]. Aus diesem Grund untersucht die vorliegende Arbeit ausschließlich die Zähne 11 und 21.

#### 7.1.2 Gruppenzuweisung

Extrahierte Zähne weisen unterschiedliche Wurzellängen, unterschiedliche mesiodistale und bukkopalatinale Abstände auf. Um eine Vergleichbarkeit unterschiedlich dimensionierter Probenkörper zu gewährleisten, wurde für jeden Probenzahn das Querschnittsflächenprodukt ermittelt, das als Produkt des orovestibulären und mesiodistalen Durchmessers definiert ist. Die Zähne wurden nach diesem Querschnittsflächenprodukt gleichmäßig auf acht Gruppen verteilt. Dieses Vorgehen schafft gleichmäßige Voraussetzungen für die Versuche und wurde bereits in anderen Studien beschrieben [47, 103, 104, 105].

### 7.1.3 Defektpräparation

Die ansteigenden Defektgrößen wurden gruppenspezifisch simuliert:

A+AP:	Trepanationsöffnung
U+UP:	Trepanationsöffnung und uniproximaler Klasse-III-Defekt
B+BP:	Trepanationsöffnung und biproximaler Klasse-III-Defekt
D+DP:	dekapitiert

Da extrahierte Zähne bezüglich der Länge und Breite der klinischen Krone variieren, wurden die Defekte in Abhängigkeit von der Größe der klinischen Krone angelegt: Für alle Proben betrug die Defektgröße ein Drittel der Länge und ein Viertel der Breite der klinischen Krone. Dieses Vorgehen wurde bereits in einer anderen Studie beschrieben [80]. Die vorliegende Versuchsanordnung imitiert standardisierte Defektausdehnungen, von der reinen Trepanationsöffnung über die Klasse-III-Läsion kariösen Ursprungs bis hin zur vollständigen Dekapitation der klinischen Krone infolge einer Fraktur.

### 7.1.4 Wurzelkanalbehandlung

Alle Zähne wurden entsprechend der allgemeinen Richtlinien endodontisch aufbereitet und mit Natriumhypochlorit gespült. Neben der Eliminierung der Mikroorganismen im Wurzelkanal haben endodontische Spüllösungen das Ziel, verbliebene Anteile der Zahnpulpa und die Dentintubuli zu öffnen, um eine Grundlage für die Adhäsion und Wurzelkanalobturation zu schaffen [3]. Unter anderen ist Natriumhypochlorit in der endodontischen Therapie die Spüllösung der Wahl [17]. Die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz ist abhängig von der gewählten Adhäsionsstrategie [106]. Grundsätzlich werden Etch-and-rinse-Adhäsive von selbstätzenden und selbsthaftenden Adhäsivsystemen unterschieden. Eine Autorengruppe konnte eine signifikante Steigerung der Haftfestigkeit für selbsthaftende (RelyxUnicem) und Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme (Core-X flow) bei der Verwendung von Ethanol im Vergleich zu Chlorhexidin nachweisen [107]. Die Autoren sprechen die klinische Empfehlung aus, bei der Verwendung der getesteten Adhäsivsysteme Ethanol als finale Spüllösung zu wählen. In einer anderen In-vitro-Studie konnte eine 1%ige Natriumhypochloritspülung die Haftfestigkeit des verwendeten Etch-and-rinse-Adhäsivs verbessern [108]. Aus diesem Grund erfolgte auch bei der Durchführung der vorliegenden In-vitro-Studie eine Spülung mit Natriumhypochlorit in Verbindung mit Ethanol. Für einen adhäsiven Verbund des Stiftaufbaus ist eine saubere Dentinoberfläche Grundlage, da sich im Kanal verbliebene Sealer-, Guttapercha- oder

Debrisreste auf die adhäsive Stiftzementierung negativ auswirken [72]. Aus diesem Grund wurden die Wurzelkanäle der Probenzähne mit Hilfe einer Lupenbrille auf derartige Rückstände hin überprüft. Die Wurzelfüllung erfolgte in der vertikalen Obturationstechnik mit Guttapercha und AH-Plus. Die Wurzelfüllung auf Guttapercha- und Sealer-Basis darf unter anderem auf Grundlage der wissenschaftlichen Stellungnahme der DGZMK als Standard in der endodontischen Versorgung angesehen werden [109]. Für die Gruppen mit Stiftinsertion wurde die Guttapercha mit einem erwärmten Plugger bereits auf der für die Stiftinsertion gewünschten Ebene abgetrennt, sodass auf eine konventionelle Stiftbettpräparation verzichtet werden konnte. Der Kanal wurde lediglich mit dem systemkompatiblen Bohrer etwas erweitert. In der Konsequenz ergeben sich für die Gruppen mit und ohne Stiftinsertion keine oder nur wenige Differenzen in der residualen Zahnwandstärke. Dies ist von erheblicher Bedeutung für die Vergleichbarkeit der Probenmesswerte. Denn in der wissenschaftlichen Literatur ist allgemein anerkannt, dass der Substanzabtrag im Rahmen der Wurzelkanalbehandlung und insbesondere die mit der Stiftbettpräparation verbundene Zahnhartsubstanzreduktion zu einer Schwächung des endodontisch behandelten Zahnes und damit letztlich zu einer geringeren Belastbarkeit führt [110].

#### 7.1.5 Stiftinsertion

In dieser Studie wurde auf Basis vorangegangener Überlegungen und aufgrund der Anforderung einer passiven Verankerung und eines dem Dentin ähnlichen Elastizitätsmoduls ein glasfaserverstärkter Kompositstift verwendet. Es wurden zylindrokönische Aufbaustifte eingesetzt, die durch ihre anfänglich parallelwandige Form der Erhöhung der Retention [111] dienen und sich nach apikal hin verjüngen, um der Forderung einer möglichst substanzschonenden Präparation gerecht zu werden. Als Anforderung an die Stiftlänge ist das Verbleiben von 4-5 mm Restguttapercha zu stellen, um einen adäquaten apikalen Verschluss zu gewährleisten, der einer möglichen bakteriellen Rekontamination des Wurzelkanals von apikal entgegenwirkt [112, 113, 114]. Des Weiteren wird nahegelegt, den Stift unterhalb des krestalen Niveaus zu inserieren [115]. Das biomimetische Konzept bei glasfaserverstärkten Kompositstiften lässt eine variable Stiftlänge zu, wenn die beiden vorstehenden Kriterien erfüllt sind. Eine In-vitro-Studie untersuchte den Einfluss unterschiedlicher Stiftlängen (5 mm / 7,5 mm / 10 mm) bei glasfaserverstärkten Kompositstiften im Vergleich zu gegossenen Stiftaufbauten und konnte zeigen, dass eine größere Stiftlänge keinen positiven Einfluss hatte [116]. Da in der vorliegenden Arbeit alle Zähne mit einer Wurzellänge von weniger

als 15 mm bereits ausgeschlossen wurden, konnte bei allen Probekörpern der Aufbaustift 10 mm intrakanalär bei einem Verbleiben von mindestens 4 mm Restguttapercha an der Wurzelspitze inseriert werden.

#### 7.1.6 Stifzementierung

Diverse Studien konnten die Überlegenheit der Adhäsivmaterialien in Verbindung mit glasfaserverstärkten Kompositstiften gegenüber den herkömmlichen Zementen wie den Zinkphosphat- [67] und Glasionomernzementen [66] nachweisen. Bei der Verwendung adhäsiver Materialien ist jedoch zu bedenken, dass diese deutlich techniksensitiver sind als konventionelle Zemente [49] und eine absolute Trockenlegung des Wurzelkanals erfordern. Diese Anforderung ist *in vitro* durch die Bearbeitung der Probekörper in absolut trockener Umgebung erfüllt, während die Verarbeitung adhäsiver Materialien in klinischen Situationen aufgrund des feuchten Mundmilieus durchaus eine Herausforderung darstellt. Die Konditionierung und Vorbereitung des Wurzelkanals für die adhäsive Befestigung wurden analog zum Vorgehen diverser In-vitro-Studien vorgenommen [35, 117]. Die Applikation des XP Bonds mit Self Cure Aktivator erfolgte mit einem Applikatorbürstchen im Wurzelkanal, da diese Methode zu einer gleichmäßigeren Adhäsivschicht führt [118]. Der Aufbaustift wurde in Ethanol gereinigt und analog zum Vorgehen im Wurzelkanal mit XP Bond und Self Cure Activator benetzt. Auf eine Konditionierung der Stiftoberfläche mittels Oberflächenbestrahlung mit Korund wurde verzichtet, da diese eine Desintegration der Glasfasern aus der Epoxidharzmatrix verursacht [119]. Die Stifzementierung erfolgte im adhäsiven Verfahren mit einem dualhärtenden Kompositsystem Core-X flow, bei dem die Abbindung sowohl durch Photoinitiation als auch durch autokatalytische Vorgänge initiiert wird. Core-X flow wird vom Hersteller in Automixkanülen angeboten, sodass die Anmischmenge der beiden Komponenten vorgegeben ist und Variationen der Zementqualität für die einzelnen Proben ausgeschlossen werden können. Die Autorengruppe um Sterzenbach et al. stellte 2012 eine vergleichbare Haftfestigkeit für Core-X flow im Vergleich zu selbstadhäsiven Zementen fest [117]. Dieses Kompositsystem erweist sich gegenüber den selbstadhäsiven Zementen insofern als vorteilhaft, als dass sowohl die Stifzementierung als auch der Stiftaufbau in einem Schritt erfolgen und auf eine zweite Konditionierung der Zahnhartsubstanz für die Adhäsion der Aufbaufüllung verzichtet werden kann. Eine kürzlich publizierte In-vitro-Untersuchung zu selbstadhäsiven und Etch-and-rinse-Systemen konnte die Überlegenheit der Haftfestigkeit für Core-X flow nachweisen [120].



### 7.1.7 Kompositrestaurationen

Bei der Restauration von Klasse III-Defekten im Frontzahnbereich sind lichthärtende Komposite im Allgemeinen das bevorzugte Material. Studien zur Langzeitbewährung direkter Kompositrestaurationen zur Versorgung größerer Defekte auf Dekapitationsebene mit und ohne Stiftinsertion finden sich in der Literatur kaum, da die meisten In-vitro-Studien die Frakturfestigkeit indirekter Versorgungen untersuchen. Die Defekte der Probenzähne in der vorliegenden Untersuchung wurden nach Herstellerangaben im Etch-and-rinse-Verfahren vorbehandelt und direkt mit Komposit restauriert. Für die dekapitierten Zähne in den Gruppen mit und ohne Stiftinsertion wurde vor der Präparation eine Silikonabformung vorgenommen, um die Wiederherstellung der Breiten- und Längenausdehnung der ursprünglichen Krone zu ermöglichen. Für die Restauration der präparierten Defekte wurde Ceram.X (mono+) verwendet. Ceram.X ist ein lichthärtendes Komposit, das für Füllungen im Front- und Seitenzahnbereich indiziert ist. Studien zur klinischen Langzeitbewährung liegen in Form von Zwei- und Vierjahresdaten vor [121, 122]. Nach vier Jahren liegt die Überlebensrate des Ceram.X mit 92,6 % unter derjenigen des Vergleichsmaterials Tetric Ceram mit 96,3 %. Statistisch relevante Differenzen konnten die Autoren jedoch nicht feststellen.

### 7.1.8 Probenkörpervorbereitung und Einbettung

Die gewählte Versuchsanordnung orientiert sich an der bereits 2001 von Butz et al. angewandten Methodik und schafft die Voraussetzung für die Testung maximaler Belastbarkeiten vollständig restaurierter Zähne [104, 36].

Zur Simulation des parodontalen Halteapparates wurden die Probenzähne zunächst mit einer dünnen Wachsschicht überzogen, die zu einem späteren Zeitpunkt in Silikon überführt wurde. Dieses Vorgehen ermöglicht eine bewegliche Einbettung der Zähne mit dem Ziel der Simulation des parodontalen Halteapparates und führt in In-vitro-Belastungstests zu anderen Frakturmustern als eine starre Einbettung der Prüfkörper in Kunststoffblöcken [123], die in ihrem Frakturverhalten dem ankylosierter Zähne ähneln. Der als Einbettmasse verwendete Kunststoff härtet in einer exothermen Polymerisationsreaktion aus, welche die Eigenschaften des Dentins negativ beeinflussen kann: Die Autopolymerisation trägt zu einem niedrigeren Feuchtigkeitsgehalt des Dentins und einer damit einhergehenden Dentinschwächung bei und führt zu einem abweichenden Frakturverhalten während der Belastungstestungen [15]. Aus diesem Grund wurden die Probenkörper während der Polymerisationsreaktion des Einbettmaterials in einem umgebenden Wasserbad gekühlt. Die Einbetthöhe der Probenkörper

wurde so gewählt, dass eine Distanz von 2 mm zwischen der Schmelz-Zementgrenze und der Einbettmasse eingehalten wurde, um die biologische Breite darzustellen. Dieses standardisierte Vorgehen, das 2011 validiert und vollständig beschrieben wurde [124], erfolgte für alle Probenkörper.

#### 7.1.9 Kausimulation

Viele In-vitro-Studien verwenden statische Belastungstests (lineare Kompressionstests), um eine hohe Belastung, die infolge eines Traumas oder aus parafunktionellen Gewohnheiten entsteht, zu simulieren. Jedoch spiegelt diese Art von In-vitro-Testungen die klinische Realität nur eingeschränkt wider, da unter Realbedingungen auftretende thermomechanische Vorgänge und Ermüdungserscheinungen nicht berücksichtigt werden [98]. Die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Aufbaustifte, der beteiligten Dentin- und Schmelzstrukturen und der Füllungskomposite können durch thermische Wechselbelastungen und intermittierende mechanische Belastungen Spannungen in den Randbereichen der Restaurationsmaterialien induzieren, Dimensionsänderungen verursachen und so zu einem frühzeitigen Versagen der Restaurationen beitragen. Aus diesem Grund sind rein statische Belastungstests von geringerer Aussagekraft. Es konnte im Rahmen einer In-vitro-Versuchsanordnung gezeigt werden, dass Probenkörper, die einer Kausimulation unterzogen werden, signifikant geringeren maximalen Belastungen in der statischen Belastungsprüfung unterliegen als Probenkörper, bei denen keine Kausimulation durchgeführt wurde [125]. Der in den meisten Studien verwendete dynamische Belastungstest wurde von Krejci eingeführt und als computerkontrollierte Kausimulation beschrieben [98]. In der vorliegenden Arbeit wurde für alle Proben eine computergestützte Kausimulation mit simultaner Temperaturwechselbelastung durchgeführt. Die Anzahl der Kauzyklen betrug 1,2 Millionen. Bei einer Frequenz von 1,6 Hz wurde eine Belastung zwischen 0 und 50 N gewählt, welche den in der Mundhöhle durchschnittlich angenommenen auftretenden Kaukräften entsprechen soll [126]. Die Temperaturwechselbelastung erfolgte in 2 x 3000 Zyklen (2 min/Zyklus) bei einer Einstellung von 5-55 °C analog zu den in der Mundhöhle vorkommenden Temperaturen [127, 128]. Insofern simuliert die vorliegende und in anderen Studien bereits verwendete Versuchsanordnung [129] die physiologisch auftretenden Belastungen in der Mundhöhle.

### 7.1.10 Bruchversuche

Die linear ansteigende Belastung in einer Universalprüfmaschine bis zum Versagen des Probenkörpers ist eine in der wissenschaftlichen Literatur häufig angewandte Untersuchungsmethode [94]. Die unterschiedlichen Parametereinstellungen führen indes zu einer Heterogenität der Studienergebnisse und machen den Vergleich unterschiedlicher In-vitro-Studien zu einer Herausforderung.

Die Versuchsanordnung wurde analog zu dem von Naumann et al. vorgeschlagenen Konzept zur Standardisierung von In-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen endodontisch behandelter Zähne gewählt [94]. Die Belastungsrichtung wurde bei einem Winkel von  $135^\circ$ , d.h. einer Klasse-I-Okklusion im eugnathen Gebiss entsprechend, definiert. Der Kraftangriffspunkt lag 2 mm unterhalb der Inzisalkante. Zwischen der klinischen Krone des Probenkörpers und dem Stahlstempel wurde während der Belastungsprüfung eine dünne Zinnfolie eingelegt, um eine gleichmäßige Kraftverteilung zu gewährleisten [130]. Die Vorschubgeschwindigkeit des Stempeldrucks wurde mit 1 mm/min definiert und steht höheren Geschwindigkeiten von bis zu 51 mm/min gegenüber, die klinische Extremsituationen in Form von plötzlich auftretenden Frakturen simulieren [131].

Als Limitation von In-vitro-Testungen in einer Universalprüfmaschine können die definierten Parametereinstellungen bezüglich eines bestimmten Belastungswinkels und Kraftangriffspunktes angesehen werden. Die klinische Belastung eines Zahnes unterliegt jedoch einer ganzen Variation von unterschiedlichen Belastungspunkten, Flächen und multidirektionalen Kraftangriffswinkeln, die durch die Prüfmaschine nicht gänzlich abgebildet werden können [15]. Hinzu kommt, dass die aufgezeichneten Werte für die maximale Belastbarkeit weit über dem klinisch relevanten Spektrum liegen. So wird in der Literatur im Frontzahnbereich von Kräften unter 200 N berichtet [132].

## 7.2 Diskussion der Ergebnisse

### 7.2.1 Kausimulation

Die Auswertung der Überlebensrate nach der Kausimulation ergab für die Gruppen A, AP und U einen Wert von 100 % und für die Gruppen UP, B, BP und DP einen Wert von 91,7 %. Bei einer Fallzahl von zwölf Proben entspricht dies jeweils dem Versagen einer Probe pro Gruppe. Die drei Frakturen in den Gruppen UP, B und BP stellten sich als Abfraktionen innerhalb der klinischen Krone ohne Bezug zur Restauration dar und können auf die Alterung der Probenzähne zurückgeführt werden.

Die Versagensrate von 50 % für Gruppe D der dekapitierten, mit Komposit aufgebauten Zähne ohne Stiftinsertion liegt deutlich über den für alle anderen Gruppen festgestellten Werten. Als Versagensursache wurden Frakturen sowohl adhäsiven als auch kohäsiven Ursprungs beobachtet. Somit wird bereits in diesem Stadium deutlich, dass der reine Kompositaufbau ohne Stiftinsertion einer simulierten intraoralen Belastung im Kausimulator nicht widersteht.

### 7.2.2 Bruchversuche

Die Medianwerte bewegen sich für alle Gruppen außer für Gruppe D in einem vergleichbaren Rahmen und reichen von 418 N bis 534 N. Für dekapitierte, mit Komposit aufgebaute Zähne ohne Stiftinsertion (Gruppe D) ist bei einem Medianwert von nur 38 N von einer deutlich reduzierten maximalen Belastbarkeit auszugehen. Die ausgeprägte Differenz der Fmax-Medianwerte zwischen Gruppe D und allen anderen Versuchsgruppen ist unter anderem auch durch die hier gewählte statistische Methodik [133] beeinflusst. Gemäß dieser wurden auch die bereits in der Kausimulation frakturierten Proben in die Analyse miteinbezogen, indem für diese Proben Fmax mit 0,00 N angegeben wurde. Gleichwohl erscheint dieses Ergebnis plausibel, insbesondere vor dem Hintergrund der relativ kleinen Oberfläche, die für die Adhäsion des Kompositaufbaus in Gruppe D zur Verfügung steht. Ein direkter Vergleich der maximalen Belastbarkeiten anderer In-vitro-Studien mit einer ähnlichen Fragestellung ist vor dem Hintergrund der Heterogenität der Methodik und der finalen restaurativen Versorgung nur eingeschränkt möglich. Gerade die direkte Versorgungsform mit Kompositrestaurationen ist bisher in der Literatur nicht hinreichend beschrieben. Nur wenige Studien analysieren die maximale Belastbarkeit oberer Inzisivi in Abhängigkeit von der Defektgröße und Stiftinsertion im Zusammenhang mit direkten Restaurationen.

Abduljawad et al. untersuchten mit Komposit restaurierte Oberkieferinzisivi mit biproximalen Klasse-III-Defekten mit und ohne Stiftinsertion [37]. Die Mittelwerte liegen mit 687,5-943,8 N

deutlich über den Werten der vorliegenden Arbeit. Die Abweichung der publizierten Werte kann jedoch auf die geringere Defekttextension bei Abduljawad et al. zurückgeführt werden, da dort keine Präparation der fazialen Fläche der Probenzähne erfolgte. Bei der Untersuchung von zervikalen Läsionen veröffentlicht der gleiche Autorenkreis Mittelwerte zwischen 718,2 N und 943,8 N [38]. In beiden Studien wurde jedoch keine Kausimulation im Vorfeld der Belastungstests durchgeführt, womit sich die Differenzen der Werte zur vorliegenden Untersuchung erklären lassen. D’Arcangelo et al. untersuchten den Einfluss der Stiftinsertion auf die maximale Belastbarkeit von endodontisch behandelten oberen Inzisivi, die mit Komposit- und Keramikveneers versorgt wurden [35]. Die Werte der Untersuchung liegen auch hier höher und reichen von 767,1 N bis 1303,8 N. In der linearen Belastungstestung wurde jedoch eine weiter palatinal gelegene Kraftangriffsfläche gewählt, welche sich auf die maximalen Belastbarkeitswerte begünstigend auswirkt. Bei der In-vitro-Belastung von endodontisch behandelten oberen Inzisivi mit einer Trepanationsöffnung und zwei Klasse-III-Defekten, die mit Komposit, Kompositveneers oder vollkeramischen Veneers restauriert wurden [80], werden Mittelwerte zwischen 432,1 N und 894,1 N aufgezeichnet und nähern sich damit den Werten der vorliegenden Untersuchung an. Vergleichbare Werte finden sich auch in Studien, die postendodontische indirekte Versorgungen mit identischer Versuchsanordnung untersuchten. So werden im Zusammenhang mit der Fragestellung nach einem geeigneten Zementierungsmaterial für vollkeramische Kronen vergleichbare Medianwerte von 442 N bis 518 N veröffentlicht [134]. Auch im Rahmen einer Untersuchung der Eignung verschiedener Prüfmethode für postendodontische Versorgungen [135] werden Medianwerte zwischen 305 N und 580 N angegeben. Ein Vergleich dieser veröffentlichten Werte wirft die Frage auf, ob eine Überkronung gegenüber einer direkten Versorgung vorteilhaft ist. Andere Untersuchungen publizieren hingegen höhere Werte der maximalen Belastbarkeit mit ca. 920-946 N [136] und 729-896 N [81] bei der Rekonstruktion endodontisch behandelter Oberkieferinzisivi mit vollkeramischen Kronen. Eine erhöhte Belastbarkeit von Versorgungen mit Vollkeramikronen lässt sich grundsätzlich mit der deutlich höheren Biegefestigkeit keramischer Materialien im Vergleich zu Kompositen begründen. Insgesamt fällt jedoch auf, dass die in der Literatur zu dieser Thematik publizierten Werte zu stark variieren, um auf dieser Grundlage im Vergleich direkter und indirekter Versorgungen eine klinische Therapieempfehlung aussprechen zu können.

### 7.2.3 Einfluss der Defektgröße auf die maximale Belastbarkeit

Die erste Nullhypothese, dass die Defektgröße keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit hat, kann zum Teil verworfen werden. Aus der statistischen Analyse der Bruchfestigkeitswerte wird ersichtlich, dass für dekapitierte mit Komposit aufgebaute Zähne von einer deutlich reduzierten maximalen Belastbarkeit auszugehen ist, während für Zähne mit Trepanationsöffnungen sowie uni- und biproximalen Klasse-III-Defekten der oben beschriebenen Dimension vergleichbare maximale Belastbarkeiten aufgezeichnet werden. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass Klasse-III-Läsionen der oben aufgeführten Defekttextension direkt adhäsivtechnisch versorgt werden können, da die Kompositrestaurationen die fehlende koronale Integrität wiederherstellen können [137, 138] und in ihrer Belastbarkeit der natürlichen Zahnhartsubstanz ähnlich sind. Für dekapitierte Zähne wird eine zusätzliche Stiftinsertion für die Retention der Restauration notwendig. Dieses Ergebnis findet Bestätigung in dem Großteil der derzeit in der Literatur verfügbaren In-vitro-Studien:

So folgern Abduljawad et al. für direkt restaurierte endodontisch behandelte Zähne mit zervikalen Kavitäten und biproximalen Klasse-III-Läsionen eine Abhängigkeit der Frakturresistenz von der residualen Zahnhartsubstanz [38, 37]. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stehen auch in Einklang mit den Beobachtungen der Autorengruppe um Valdivia et al. [80], die die Belastbarkeit endodontisch behandelter Inzisivi bei ähnlicher Trepanations- und Klasse-III-Defekttextension untersuchen: Die Kontrollgruppe erreicht vergleichbare Werte wie die Gruppe mit biproximalen Kavitäten, die direkt mit Komposit restauriert wurde. Die Autoren folgern, dass obwohl die Zähne mit zwei Klasse-III-Defekten versehen wurden, sie dennoch genug Dentin aufweisen, um einen dem natürlichen Zahn ähnlichen Belastungskomplex zu behalten. Die Zahnhartsubstanzreduktion im Rahmen einer Veneerpräparation scheint die Frakturresistenz endodontisch behandelter Zähne nicht signifikant zu beeinflussen [93, 35].

Bei Betrachtungen überkronter Prämolaren *in vitro* folgern Mangold und Kern, dass eine signifikante Abhängigkeit zwischen der residualen Zahnhartsubstanz und der aufgezeichneten Frakturresistenz, besonders im Hinblick auf Zähne mit einer dekapitierten Defektebene, besteht. Die Autoren stellen für dekapitierte Zähne eine Verringerung der maximalen Belastbarkeit um 50 % im Vergleich zu Zähnen mit drei residualen Wänden fest [41]. Auch für direkt mit Komposit aufgebaute Prämolaren besteht *in vitro* eine Korrelation zwischen der residualen Zahnhartsubstanz und der maximalen Belastbarkeit [139], wobei das zervikale Dentin und das Vorhandensein einer Wand die Frakturresistenz wesentlich beeinflusst [140].

Die oben dargestellten Ergebnisse korrelieren auch mit den Resultaten einer Reihe klinischer Studien.

So kommen die Autoren einer klinischen prospektiven 10-Jahresstudie im Zuge eines Vergleiches zwischen Zähnen mit einer oder mehreren Wänden und Zähnen ohne residuale Dentinwände zu dem Ergebnis, dass eine höhere Anzahl vorhandener Kavitätenwände die Überlebensrate endodontisch behandelter, überkronter Zähne signifikant erhöht [33]. Für mit indirekten Restaurationen versorgte Prämolaren stellen die Autoren einer 2008 publizierten klinischen Studie bei einem Untersuchungszeitraum von drei Jahren ebenfalls fest, dass die residuale Zahnhartsubstanz und insbesondere das Vorhandensein einer Kavitätenwand das Überleben endodontisch behandelter Zähne signifikant beeinflusst [141]. Diese Schlussfolgerungen bestätigen die Autoren in ihrem 6-Jahres-Recall [142]. Im Hinblick auf die direkte Restauration von endodontisch behandelten Zähnen untersuchte eine bereits 2005 publizierte klinische Studie von Grandini mit glasfaserverstärkten Kompositstiften versorgte Frontzähne, bei denen 50 % der koronalen Zahnhartsubstanz fehlt, sowie Seitenzähne, die zwei oder drei residuale Wände aufweisen. Die Autoren konstatieren klinisch akzeptable Ergebnisse nach 30 Monaten [89].

Zusammenfassend lässt sich schlussfolgern, dass der Erhalt dentaler Strukturen den wichtigsten Erfolgsparameter für die postendodontische Rekonstruktion bildet [143] und die Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne wesentlich von der residualen Zahnhartsubstanz abhängig ist. Die Defektgrößen in der vorliegenden Untersuchung spiegeln insofern das Spektrum klinisch relevanter Defektausdehnungen wider – von der minimalen, für die endodontische Aufbereitung notwendigen Trepanationsöffnung, über die infolge einer Karies entstandene uni- und biproximale Klasse-III-Läsion, bis hin zur Dekapitation infolge plötzlich auftretender Traumata. Als Limitation im Rahmen des Studiendesigns lässt sich jedoch feststellen, dass im klinischen Alltag statt dieser klar definierten Defektgrößen eher eine Summation unterschiedlicher Befunde und graduell unterschiedlicher Niveaus des Zahnhartsubstanzverlustes anzutreffen ist sowie weitere Defektformen der Klassen IV und V. Aufgrund der notwendigen Beschränkungen des Versuchsaufbaus von In-vitro-Studien kann eine lückenlose und vollständige Abstufung in dieser Hinsicht jedoch nicht erfolgen. Als weitere Limitation dieser In-vitro-Untersuchung ist zudem zu werten, dass aufgrund des Fehlens einer Vergleichsgruppe mit überkronen Zähnen kein unmittelbarer Vergleich zur indirekten Restaurationsform erfolgen konnte.

#### 7.2.4 Einfluss der Stiftinsertion auf die maximale Belastbarkeit

Aus den Boxplotdiagrammen (Abb. 6.3) wird ersichtlich, dass eine zusätzliche Stiftinsertion bei endodontisch behandelten Zähnen mit Trepanationsöffnungen sowie uni- und biproximalen Defekttextensionen keine Steigerung der maximalen Belastbarkeit mit sich bringt, da die Medianwerte dieser Gruppen sich nicht signifikant unterscheiden. Die Stiftinsertion erweist sich also weder als Vor- noch als Nachteil. Die oftmals postulierte Forderung eines stabilisierenden Effektes durch die Stiftinsertion kann hiermit widerlegt werden und gilt heute als überholt. Vor dem Hintergrund der Risiken und Komplikationen, die im Rahmen der Stiftbettpräparation auftreten, wird auf Grundlage der dargestellten Ergebnisse für endodontisch zu versorgende Zähne mit Klasse-III-Läsionen der oben beschriebenen Dimension daher nahegelegt, auf eine Stiftinsertion zu verzichten. Erst bei den dekapitierten Gruppen (D+DP) wird eine Steigerung der maximalen Belastbarkeit von 38 N auf ein klinisch akzeptables Niveau von 500 N erreicht, die in der Funktion des Stiftes als retentives Element begründet liegt. Kritisch betrachtet werden muss jedoch die große Streuung, die sich in den Werten der Gruppe DP widerspiegelt. Auf Grundlage dieser Überlegungen wird die zweite Nullhypothese, dass die Stiftinsertion keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit endodontisch behandelter Oberkieferinzisivi hat, nur zum Teil verworfen: Für endodontisch behandelte Zähne mit Trepanationskavitäten und Klasse-III-Defekten wird sie bestätigt, für dekapitierte Zähne dagegen verworfen. Ob jedoch in einer stärker ausgeprägten Klasse-III-Defekttextension eine zusätzliche Stiftverankerung von Vorteil wäre, lässt sich auf Grundlage der vorliegenden Untersuchung nicht beantworten und ist als Limitation dieser In-vitro-Studie zu werten.

Die Ergebnisse stehen im Einklang mit anderen In-vitro-Untersuchungen: Im Hinblick auf die Restauration endodontisch behandelter Inzisivi mit Trepanationsöffnungen und zwei Klasse-III-Defekten, die direkt mit Kompositfüllungen versorgt wurden, hat die Stiftinsertion keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit [37]. Der Autorenkreis um Valdivia et al. zieht diese Schlussfolgerung auch bei der Betrachtung unterschiedlicher Restaurationsarten wie Kompositrestaurationen, Kompositveneers, Feldspatveneers und Vollkeramikkkronen [80]. Eine In-vitro-Studie mit ähnlichem Versuchsaufbau konstatiert hingegen für direkt restaurierte Zähne mit Klasse-V-Defekten eine signifikante Steigerung der maximalen Belastbarkeit bei den Gruppen mit Stiftinsertion [38]. Dies ist auf die kritische Lokalisation des dortigen Defektes im Zahnhalsbereich zurückzuführen. Durch die angewandte Prüfmethode entsteht um den zervikalen Anteil des simulierten Limbus alveolaris ein Drehpunkt, dessen Schwachstelle im zervikalen Bereich des Prüfkörpers liegt. In der Konsequenz erweist sich eine Stiftinsertion als



vorteilhaft. Ob eine Stiftinsertion bei Veneerrestaurationen im Frontzahnbereich notwendig ist, lässt sich auf Basis der bisherigen Datenlage nicht eindeutig feststellen [93, 35]. Für indirekte Kronenversorgungen werden ähnliche Schlussfolgerungen gezogen: Heydecke et al. stellten bereits 2001 für Oberkieferinzisivi mit approximalen Defekten vergleichbare maximale Belastbarkeiten für die Gruppen mit und ohne Stiftinsertion fest und schlussfolgern keine vorteilhafte Frakturresistenz für Zähne mit Aufbaustiften [36]. Für überkronte Prämolaren berichten Mangold und Kern von einer signifikanten Steigerung der maximalen Belastbarkeit durch eine Stiftinsertion für Zähne mit einer oder gar keiner residualen Dentinwand [41]. Obwohl sich aufgrund der Ergebnisse von In-vitro-Studien nur eingeschränkt klinische Therapieempfehlungen aussprechen lassen, scheinen die Ergebnisse durch eine klinische Studie nochmals bestätigt zu werden. So untersuchten Bitter et al. den Zusammenhang zwischen einer Stiftinsertion, der residualen Zahnhartsubstanz und der Prognose endodontisch behandelter Zähne nach 32,4 Monaten *in vivo* [32]: Es erfolgten eine defektabhängige Verteilung auf unterschiedliche Versuchsgruppen und eine Stiftinsertion bei der Hälfte der Zähne. Je nach Indikation wurde eine direkte oder indirekte Versorgung vorgenommen. Allein in der dekapitierten Gruppe hatte die Stiftinsertion einen signifikanten Einfluss auf die Überlebensrate. Analog zu den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung sprechen sich die Autoren für eine Stiftinsertion aus, wenn keine koronalen Wände mehr vorhanden sind. In allen anderen klinischen Situationen sollte die Notwendigkeit einer Stiftinsertion vor dem Hintergrund aller Risiken und Komplikationen gründlich überdacht werden [32].

### 7.2.5 Frakturmusteranalyse

Während für glasfaserverstärkte Kompositstifte die Dezentierung und die endodontische Reinfektion als häufigste klinische Versagensmuster angesehen werden [144], beschreibt ein Review bei der Betrachtung unterschiedlicher Stiftarten die Fraktur von Stiftstumpfaufbauten als häufigste Versagensursache postendodontischer Restaurationen, die in vielen Fällen die Zahnextraktion nach sich zieht [145]. In diesem Zusammenhang ist die Frage nach dem Frakturmuster eine sehr entscheidende. Es ist deswegen sinnvoll, die beobachteten Frakturmuster in restaurierbare Frakturen, bei denen ein Zahnerhalt möglich ist, und infauste Frakturen, die eine Zahnextraktion zur Folge haben, zu kategorisieren. In dieser Studie wurden alle Frakturen als infaust definiert, die 2 mm und weiter apikal der Schmelz-Zementgrenze lokalisiert waren. Aus der klinischen Betrachtung heraus zieht eine solche Fraktur eine chirurgische Kronenverlängerung oder kieferorthopädische Extrusion nach sich, da der Restaurationsrand der finalen Versorgung die biologische Breite, die als Summe des bindegewebigen und epithelialen Attachments definiert wird, nicht verletzen darf. Auf Grundlage dieser Definition ist wiederum die Vergleichbarkeit mit anderen In-vitro-Studien limitiert, da in anderen Untersuchungen Frakturen im zervikalen Wurzel Drittel auch noch als restaurierbar gewertet werden.

In den Gruppen mit reinen Trepanationskavitäten sowie uni- und biproximalen Klasse-III-Defekten (A, AP, U, UP, B, BP) bildet die Wurzelfraktur das dominierende Versagensmuster. Diese Beobachtung kann durch den erheblichen Anteil vorhandener koronaler Substanz erklärt werden, die zu einer höheren Stressverteilung im apikalen Wurzelbereich führt und in infausten Frakturmustern resultiert. In postendodontisch versorgten Zähnen mit kleineren Defekten, die adhäsivtechnisch restauriert sind, ähnelt die Belastungsverteilung der eines natürlichen Zahnes [146].

In den dekapitierten Gruppen D und DP findet sich eine umgekehrte Häufigkeitsverteilung: Die Mehrheit der Frakturen ist restaurierbarer Natur und es findet sich ein einheitliches Versagensmuster. Die Frakturen finden innerhalb des Kompositkomplexes und im Bereich des adhäsiven Verbundes zur Zahnhartsubstanz statt. Aufgrund der palatinalen Druckspannung und der Kompression an der vestibulären Wand infolge des palatinal angreifenden Kraftvektors werden der adhäsive Verbund auf der palatinalen Seite zwischen Zahn und Komposit einerseits und der Kompositaufbau andererseits als schwächste Glieder des postendodontischen Restaurationskomplexes gewertet. Die Fraktur nimmt ihren Ursprung auf der palatinalen Fläche des Zahnes und verläuft nach vestibulär, wobei der krestale Anteil der fazialen Fläche eine Rotationsachse bildet. Sobald die Krafteinwirkung eine kritische Belastungsschwelle

überschreitet, verursacht ein palatinaler Riss das Versagen der postendontischen Glasfaser-Komposit-Rekonstruktion. Das hauptsächlich vorkommende Frakturmuster zieht sich von palatinal nach subgingival-fazial. In den Gruppen D und DP sind fast ausschließlich restaurierbare Frakturen zu beobachten. Für die klinische Therapie ist diese Beobachtung insofern von Bedeutung, als dass der Zahn mit einer Stiftrevision und einer erneuten Stiftinsertion erhalten werden kann. In Gruppe DP finden ebenfalls koronale Frakturen statt, wobei drei Fälle mit apikaler Beteiligung beobachtet wurden. Dies unterstützt die Beobachtung, dass der Aufbaustift den Kompositaufbau stabilisiert und sich Gruppe DP aus diesem Grund sowohl in den Werten der maximalen Belastbarkeit als auch im Frakturverhalten den anderen Gruppen annähert.

Bei der Frakturmusteranalyse einer In-vitro-Studie mit Komposit restaurierter Klasse-III-Defekte werden für die Kontrollgruppe infauste Frakturen beobachtet, während alle anderen Gruppen restaurierbar frakturieren [37]. Auch bei der Betrachtung zervikaler Läsionen werden in der Kontrollgruppe infauste Frakturmuster festgestellt [38]. Diese zur vorliegenden Untersuchung gegensätzliche Beobachtung liegt in der unterschiedlichen Definition von Restaurierbarkeit begründet, da in den beiden vorgenannten Studien ein Versagen im zervikalen Wurzeldrittel noch als restaurierbar gewertet wird. Die Autorengruppe um Valdivia findet bei der Betrachtung approximaler Defekte mit glasfaserverstärkten Aufbaustiften und finalen Kompositrestaurationen ebenfalls hauptsächlich intrakoronale Frakturen vor [80]. Diese Differenzen lassen sich durch einen abweichenden Kraftvektor bei den Belastungsprüfungen erklären, der in dieser Untersuchung weiter inzisal platziert wurde.

Zudem ergibt die statistische Auswertung der vorliegenden Arbeit, dass kein Zusammenhang zwischen dem beobachteten Frakturmuster und einer Stiftinsertion besteht, entgegen anderer Studienergebnisse, die eine Abhängigkeit zwischen einer Stiftinsertion und dem Auftreten von infausten Frakturmustern feststellen [36, 140]. Eine Zahnschwächung infolge der Stiftinsertion konnte nicht nachgewiesen werden. Diese Beobachtung liegt letztlich in der Methode der Stiftinsertion begründet: Da in der vorliegenden Untersuchung auf eine konventionelle Stiftbettpräparation verzichtet wurde, erfolgte keine maßgebliche weitere Zahnhartsubstanzreduktion.

Bei der Betrachtung klinischer Studien wird ersichtlich, dass im klinischen Alltag eine Reihe anderer Variablen hinzukommen, die in In-vitro-Testungen nicht evaluiert werden können: Diese sind u.a. auf endodontische Probleme, Dezementierungen, Sekundärkaries oder Frakturen des Stiftaufbaus zurückzuführen [142, 33]. So sind all jene Faktoren als grundsätzliche Limitationen von In-vitro-Studien zu werten.

## 8 Schlussfolgerung

Auf Grundlage der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung lassen sich folgende Schlussfolgerungen ableiten: Endodontisch behandelte, direkt restaurierte Oberkiefer-Inzisivi mit Trepanationskavitäten und ansteigenden Defektgrößen bis zu biproximalen Klasse-III-Läsionen erreichen vergleichbare Werte der maximalen Belastbarkeit. Die aufgezeichneten Werte zeigen, dass die direkte adhäsive Kronenrestauration eine Alternative zur indirekten Kronenversorgung sein kann. Eine zusätzliche Stiftinsertion erweist sich in Bezug auf die maximale Belastbarkeit von Zähnen mit Trepanations-, uni- und biproximalen Defekten weder als Vor- noch als Nachteil. Vor dem Hintergrund der zusätzlichen Risiken und Komplikationen sollte von einer Stiftinsertion bei diesen Defektklassen in der Regel abgesehen werden. Die direkte adhäsive Kronenrestauration endodontisch behandelter Zähne mit einer dekapitierten Defektebene profitiert im Gegenzug maßgeblich von einer Stiftinsertion, da durch diese eine Steigerung der Festigkeitswerte auf ein klinisch akzeptables Niveau erreicht wird. Von klinischem Interesse ist die direkte Versorgungsform insbesondere aufgrund der Möglichkeit einer minimalinvasiven und damit substanzschonenden Präparation, da für diese Therapiealternative im Vergleich zur indirekten Restauration keine Ferrule-Präparation und keine weitere materialabhängige Reduktion der gesunden Zahnhartsubstanz erfolgen muss.

Die Frakturmusteranalyse ergibt, dass die Verteilung infauster und restaurierbarer Frakturen innerhalb einer Versuchsgruppe der gleichen Defektklasse unabhängig von einer Stiftinsertion vergleichbar ist. Vielmehr zeigen die ermittelten Frakturmuster eine Abhängigkeit von der Defektausdehnung.

Endodontisch behandelte Zähne mit einer dekapitierten Defektebene ohne Stiftinsertion widerstehen infolge der geringen Zahnhartsubstanzoberfläche, die für die Adhäsion des Aufbaus zur Verfügung steht, nicht einer im Kausimulator simulierten intraoralen Belastung, weshalb dieses Vorgehen für die klinische Therapie mit längerfristiger Prognose nicht empfohlen werden kann. Diese Überlegungen machen den weitreichenden Einfluss der residualen Zahnhartsubstanz auf die Prognose endodontisch behandelter Zähne deutlich.

---

**9 Literaturverzeichnis**

- 1 Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol* 1994;10:105-8.
- 2 European Society of E. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J* 2006;39:921-30.
- 3 Hellwig E, Klimek J, Attin T. Die Wurzelkanalbehandlung. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T eds. Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Auflage. Köln, Deutschland: Deutscher Zahnärzterverlag, 2010:361-414.
- 4 Salehrabi R, Rotstein I. Endodontic treatment outcomes in a large patient population in the USA: an epidemiological study. *J Endod* 2004;30:846-50.
- 5 Chen SC, Chueh LH, Hsiao CK, Tsai MY, Ho SC, Chiang CP. An epidemiologic study of tooth retention after nonsurgical endodontic treatment in a large population in Taiwan. *J Endod* 2007;33:226-9.
- 6 Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature -- Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J* 2008;41:6-31.
- 7 Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J* 1995;28:12-8.
- 8 Randow K, Glantz PO, Zoger B. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol Scand* 1986;44:241-55.
- 9 Palmqvist S, Soderfeldt B. Multivariate analyses of factors influencing the longevity of fixed partial dentures, retainers, and abutments. *J Prosthet Dent* 1994;71:245-50.
- 10 Adolphi G, Zehnder M, Bachmann LM, Gohring TN. Direct resin composite restorations in vital versus root-filled posterior teeth: a controlled comparative long-term follow-up. *Oper Dent* 2007;32:437-42.
- 11 Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. Aufbau endodontisch behandelte Zähne. *DZZ* 2003;58:199-201.
- 12 Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994;10:91-3.

- 13 Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res* 1969;48:452-60.
- 14 Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 1992;18:332-5.
- 15 Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 2001;14:355-63.
- 16 Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int* 2007;38:733-43.
- 17 Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod* 2010;36:609-17.
- 18 Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15:512-6.
- 19 Braly BV, Maxwell EH. Potential for tooth fracture in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 1981;45:411-4.
- 20 Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991;17:338-42.
- 21 Eckerbom M, Magnusson T, Martinsson T. Reasons for and incidence of tooth mortality in a Swedish population. *Endod Dent Traumatol* 1992;8:230-4.
- 22 Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci* 2005;113:519-24.
- 23 Caplan DJ, Kolker J, Rivera EM, Walton RE. Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *Int Endod J* 2002;35:193-9.
- 24 Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:256-63.
- 25 Ferrari M, Sorrentino R, Juloski J, Grandini S, Carrabba M, Discepoli N, Ferrari Cagidiaco E. Post-Retained Single Crowns versus Fixed Dental Prostheses: A 7-Year Prospective Clinical Study. *J Dent Res* 2017;13:1490-97.

- 26 Hatzikyriakos AH, Reisis GI, Tsingos N. A 3-year postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns. *J Prosthet Dent* 1992;67:454-8.
- 27 Goga R, Purton DG. The use of endodontically treated teeth as abutments for crowns, fixed partial dentures, or removable partial dentures: a literature review. *Quintessence Int* 2007;38:106-11.
- 28 Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Jr., Newton CW. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *J Endod* 1991;17:324-31.
- 29 Khayat A, Lee SJ, Torabinejad M. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. *J Endod* 1993;19:458-61.
- 30 Alves J, Walton R, Drake D. Coronal leakage: endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals. *J Endod* 1998;24:587-91.
- 31 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* 2004;12:171-6.
- 32 Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, Kielbassa AM. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. *J Endod* 2009;35:1477-82.
- 33 Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod* 2012;38:432-5.
- 34 Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries--a 12 year review of the literature. *Dent Traumatol* 2008;24:603-11.
- 35 D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M, Caputi S. Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelain veneers. *J Endod* 2010;36:153-6.
- 36 Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent* 2001;29:427-33.
- 37 Abduljawad M, Samran A, Kadour J, Karzoun W, Kern M. Effect of fiber posts on the fracture resistance of maxillary central incisors with class III restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2016;118:55-60.

- 
- 38 Abduljawad M, Samran A, Kadour J, Al-Afandi M, Ghazal M, Kern M. Effect of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated anterior teeth with cervical cavities: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2016;116:80-4.
- 39 Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Oper Dent* 2006;31:699-704.
- 40 Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig* 2014;18:545-54.
- 41 Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2011;105:387-93.
- 42 Naumann M, Neuhaus KW, Kolpin M, Seemann R. Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: a representative survey in Germany. *Clin Oral Investig* 2016;20:253-9.
- 43 Dallari A, Rovatti L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996;20:57-63.
- 44 Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984;52:28-35.
- 45 Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent* 1992;68:436-42.
- 46 Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial. *Int J Prosthodont* 2007;20:173-8.
- 47 Fox K, Gutteridge DL. An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique. *Int Endod J* 1997;30:361-8.
- 48 Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000;13:15-8.
- 49 Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30:289-301.



- 
- 50 Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 2011;56:77-83.
- 51 Ozkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29:233-45.
- 52 Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont* 2009;18:527-36.
- 53 King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17:599-609.
- 54 Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17:369-76.
- 55 Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, Takano N, Yatani H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J* 2006;25:145-50.
- 56 Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-8.
- 57 Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-6.
- 58 Zhou LL, Wang Q. Meta analysis of the comparison between cast metal posts' and fiber posts' clinical results. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2012;21:709-613.
- 59 Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83:412-7.
- 60 Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16:593-6.
- 61 Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res* 2007;86:729-34.
- 62 Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008;21:328-36.

- 
- 63 Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent* 2009;37:115-21.
- 64 Leary JM, Holmes DC, Johnson WT. Post and core retention with different cements. *Gen Dent* 1995;43:416-9.
- 65 Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997;78:10-4.
- 66 Schmitter M, Huy C, Ohlmann B, Gabbert O, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of upper and lower incisors restored with glass fiber reinforced posts. *J Endod* 2006;32:328-30.
- 67 Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008;34:1006-10.
- 68 Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 1998;24:703-8.
- 69 Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 2003;29:125-31.
- 70 Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001;86:304-8.
- 71 Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007;33:391-8.
- 72 Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97:381-7.
- 73 Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, Tanaka Y, Sano H, Ebisu S. Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dent Mater* 2009;25:1484-92.
- 74 Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Meyer-Luckel H, Frankenberger R. Self-adhesive cements as core build-ups for one-stage post-endodontic restorations? *Int Endod J* 2011;44:195-202.
- 75 Sterzenbach G, Karajouli G, Tunjan R, Spintig T, Bitter K, Naumann M. Damage of lithium-disilicate all-ceramic restorations by an experimental self-adhesive resin cement used as core build-ups. *Clin Oral Investig* 2015;19:281-8.

- 
- 76 Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008;39:117-29.
- 77 Aurelio IL, Fraga S, Rippe MP, Valandro LF. Are posts necessary for the restoration of root filled teeth with limited tissue loss? A structured review of laboratory and clinical studies. *Int Endod J* 2015;49:827-35.
- 78 Zhu Z, Dong XY, He S, Pan X, Tang L. Effect of Post Placement on the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review. *Int J Prosthodont* 2015;28:475-83.
- 79 Scotti N, Eruli C, Comba A, Paolino DS, Alovise M, Pasqualini D, Berutti E. Longevity of class 2 direct restorations in root-filled teeth: A retrospective clinical study. *J Dent* 2015;43:499-505.
- 80 Valdivia AD, Raposo LH, Simamoto-Junior PC, Novais VR, Soares CJ. The effect of fiber post presence and restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2012;108:147-57.
- 81 Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod* 2008;34:842-6.
- 82 Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod* 2012;38:11-9.
- 83 Verissimo C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2014;111:234-46.
- 84 Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater* 2007;23:138-44.
- 85 Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect. *Dent Update* 2008;35:222-8.
- 86 Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent* 2013;41:207-15.
- 87 Santos-Filho PC, Verissimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod* 2014;40:119-23.

- 
- 88 Deliperi S, Bardwell DN, Coiana C. Reconstruction of devital teeth using direct fiber-reinforced composite resins: a case report. *J Adhes Dent* 2005;7:165-71.
- 89 Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont* 2005;18:399-404.
- 90 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* 2002;88:297-301.
- 91 Sequeira-Byron P, Fedorowicz Z, Carter B, Nasser M, Alrowaili EF. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2015;DOI10.1002/14651858.CD009109.pub3.
- 92 Kolpin M, Sterzenbach G, Naumann M. Composite filling or single crown? The clinical dilemma of how to restore endodontically treated teeth. *Quintessence Int* 2014;45:457-66.
- 93 Baratieri LN, De Andrada MA, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent* 2000;84:180-4.
- 94 Naumann M, Blankenstein F, Lange K. Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro-Belastungsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen. *DZZ* 2002;57:554-7.
- 95 Voss R. Die Festigkeit metallkeramischer Kronen. *DZZ* 1969;24:726-31.
- 96 Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil* 2009;36:299-312.
- 97 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* 1983;62:32-6.
- 98 Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:953-60.
- 99 Beech DR, Tyas MJ, Solomon A. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dent Mater* 1991;7:15-7.

- 
- 100 Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. *Acta Biomater* 2010;6:4389-95.
- 101 Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:171-5.
- 102 Rosentritt M, Naumann M, Hahnel S, Handel G, Reill M. Evaluation of tooth analogs and type of restoration on the fracture resistance of post and core restored incisors. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;91:272-6.
- 103 al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J* 2001;34:40-6.
- 104 Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2001;14:58-64.
- 105 Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:155-62.
- 106 Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;26:24-37.
- 107 Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? *Clin Oral Investig* 2014;18:927-34.
- 108 Bitter K, Hambarayan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal. *Eur J Oral Sci* 2013;121:349-54.
- 109 Hülsmann M, Schäfer E. "Good clinical practice": Die Wurzelkanalbehandlung. *DZZ* 2005;60:418-20.
- 110 Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res* 2006;85:364-8.
- 111 Jayasenthil A, Solomon-Sathish E, Venkatalakshmi-Aparna P, Balagopal S. Fracture resistance of tooth restored with four glass fiber post systems of varying surface geometries-An in vitro study. *J Clin Exp Dent* 2016;8:44-8.

- 
- 112 Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Jr., Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent* 1984;51:785-9.
- 113 Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part II. Maintaining the apical seal. *J Prosthodont* 1995;4:51-3.
- 114 Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod* 2001;27:292-5.
- 115 Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62:166-72.
- 116 Franco EB, Lins do Valle A, Pompeia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent* 2014;111:30-4.
- 117 Sterzenbach G, Karajouli G, Naumann M, Peroz I, Bitter K. Fiber post placement with core build-up materials or resin cements-an evaluation of different adhesive approaches. *Acta Odontol Scand* 2012;70:368-76.
- 118 Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater* 2001;17:422-9.
- 119 Drummond JL, Toepke TR, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 1999;107:220-4.
- 120 Marigo L, C DA, F DEA, Cordaro M, Vadini M, Lajolo C. Evaluation of in vitro push-out bond strengths of different post-luting systems after artificial aging. *Minerva Stomatol* 2017;66:20-7.
- 121 Schirrmester JF, Huber K, Hellwig E, Hahn P. Two-year evaluation of a new nano-ceramic restorative material. *Clin Oral Investig* 2006;10:181-6.
- 122 Schirrmester JF, Huber K, Hellwig E, Hahn P. Four-year evaluation of a resin composite including nanofillers in posterior cavities. *J Adhes Dent* 2009;11:399-404.
- 123 Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* 2005;19:11-6.
- 124 Sterzenbach G, Kalberlah S, Beuer F, Frankenberger R, Naumann M. In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: a pilot study. *Acta Odontol Scand* 2011;69:316-8.

- 
- 125 Sterzenbach G, Rosentritt M, Frankenberger R, Paris S, Naumann M. Loading standardization of postendodontic restorations in vitro: impact of restorative stage, static loading, and dynamic loading. *Oper Dent* 2012;37:71-9.
- 126 Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *DZZ* 1963;18:915-24.
- 127 Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325-7.
- 128 Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.
- 129 Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: an in vitro evaluation after chewing simulation. *Acta Odontol Scand* 2006;64:31-6.
- 130 Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000;27:595-601.
- 131 Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. *J Oral Rehabil* 1993;20:89-95.
- 132 Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
- 133 Roulet J, Van Meerbeek B. Statistics: a nuisance, a tool, or a must? *J Adhes Dent* 2007;9:287-8.
- 134 Preuss A, Rosentritt M, Frankenberger R, Beuer F, Naumann M. Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisors. *Clin Oral Investig* 2008;12:151-6.
- 135 Naumann M, Sterzenbach G, Proschel P. Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74:829-34.
- 136 da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2010;104:306-17.
- 137 Vaderhobli RM. Advances in dental materials. *Dent Clin North Am* 2011;55:619-25.

- 
- 138 Heintze SD, Rousson V, Hickel R. Clinical effectiveness of direct anterior restorations--a meta-analysis. *Dent Mater* 2015;31:481-95.
- 139 Sorrentino R, Monticelli F, Goracci C, Zarone F, Tay FR, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Effect of post-retained composite restorations and amount of coronal residual structure on the fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 2007;20:269-74.
- 140 Skupien JA, Kreulen C, Opdam N, Bronkhorst E, Pereira-Cenci T, Huysmans MC. Effect of Remaining Cavity Wall, Cervical Dentin, and Post on Fracture Resistance of Endodontically Treated, Composite Restored Premolars. *Int J Prosthodont* 2016;29:154-6.
- 141 Cagidiaco MC, Garcia-Godoy F, Vichi A, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *Am J Dent* 2008;21:179-84.
- 142 Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, Polimeni A, Goracci C. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res* 2012;91:72-8.
- 143 Sorensen JA. Preservation of tooth structure. *J Calif Dent Assoc* 1988;16:15-22.
- 144 Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont* 2010;19:639-46.
- 145 Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004;17:476-82.
- 146 Kishen A, Asundi A. Photomechanical investigations on post endodontically rehabilitated teeth. *J Biomed Opt* 2002;7:262-70.



## 10 Anhang

### 10.1 Paarweiser Gruppenvergleich in Bezug auf die maximale Belastbarkeit

	A	AP	U	UP	B	BP	D	DP
A	-	0,756	0,116	0,608	0,695	0,976	< 0,001	0,928
AP		-	0,282	0,923	0,497	1,000	< 0,001	0,771
U			-	0,079	0,347	0,118	0,001	0,608
UP				-	0,386	0,856	< 0,001	0,856
B					-	0,683	0,001	0,725
BP						-	0,001	0,856
D							-	0,008
DP								-

Tab. 10.1 Übersicht aller erfassten p-Werte für den paarweisen Gruppenvergleich mit dem Mann-Whitney-U-Test zwischen allen Untersuchungsgruppen

### 10.2 Paarweiser Gruppenvergleich in Bezug auf die Frakturmuster infaust/restaurierbar

	A	AP	U	UP	B	BP	D	DP
A	-	0,371	0,371	0,371	0,640	1,000	0,001	0,012
AP		-	1,000	1,000	1,000	0,667	0,027	0,214
U			-	1,000	1,000	0,667	0,027	0,214
UP				-	1,000	0,667	0,027	0,214
B					-	1,000	0,009	0,100
BP						-	0,003	0,039
D							-	0,590
DP								-

Tab. 10.2 Übersicht aller erfassten p-Werte für den paarweisen Gruppenvergleich mit dem exakten Test nach Fisher zwischen allen Untersuchungsgruppen

---

### 10.3 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DGZPW	Deutsche Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Fmax	maximale Belastbarkeit
Ges.	Gesamt
GFP	glasfaserverstärkter Kompositstift
GPa	Gigapascal
ISO	International Organisation for Standardization
Max.	Maximum
Median	Medianwert
Min.	Minimum
MOD	mesial-okklusal-distal
n	Anzahl
p-Wert	Signifikanzwert
P	Aufbaustift
SD	Standardabweichung
Si-O-Si	Silizium-Sauerstoff-Silizium
Tab.	Tabelle
U/min	Umdrehungszahl/min
Vol.	Volumen
Ø	Durchmesser

## 10.4 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abb. 5.1	Vermessung der Gesamtlänge der Probenzähne	22
Abb. 5.2	Vermessung des orovestibulären Durchmessers der Probenzähne	22
Abb. 5.3	Studiendesign	23
Abb. 5.4	Approximale Defekttextension in den Untersuchungsgruppen	24
Abb. 5.5	Radiologisches Kontrollröntgenbild nach Stiftinsertion in Gruppe BP	28
Abb. 5.6	Dekapitierter Zahn der Gruppe DP	30
Abb. 5.7	Kompositaufbau in Gruppe DP	30
Abb. 5.8	Radiologisches Kontrollröntgenbild in Gruppe DP	30
Abb. 5.9	Simulation des Parodontiums und der biologischen Breite in Wachs	32
Abb. 5.10	Vorbereitete Probe in der Einbetthülse für die Aufnahme des Einbettmaterials	32
Abb. 5.11	Fertig eingebettete Probe	32
Abb. 5.12	Versuchsaufbau in der Kausimulation	33
Abb. 5.13	Eingespannte Probe in der Universalprüfmaschine in frontaler Ansicht	34
Abb. 5.14	Eingespannte Probe in der Universalprüfmaschine in lateraler Ansicht	34
Abb. 6.1	Boxplotdiagramme der Querschnittsflächenprodukte [ $\text{mm}^2$ ] für alle Versuchsgruppen	37
Abb. 6.2	Boxplotdiagramme der Fmax-Werte [N] für die Versuchsgruppen ohne Stiftinsertion	42
Abb. 6.3	Boxplotdiagramme der Fmax-Werte [N] für alle Versuchsgruppen	43
Abb. 6.4	Frakturmusterkategorien	46
Abb. 6.5	Intrakoronale Fraktur in Gruppe UP	49
Abb. 6.6	Intrakoronale Fraktur in Gruppe DP	49
Abb. 6.7	Diagonale Kronen-Wurzelfraktur in Gruppe BP	50
Abb. 6.8	Wurzelfraktur in Gruppe AP	50
Abb. 6.9	Häufigkeitsverteilung der Frakturmuster (infaust/restaurierbar) in allen Versuchsgruppen	51
Tab. 3.1	Übersicht vergleichbarer In-vitro-Studien	16
Tab. 5.1	Spezifikation der verwendeten Komposite, Haftvermittler und des Stiftsystems	26
Tab. 6.1	Ergebnisse der Zahnvermessung: Querschnittsflächenprodukte, Gesamt- und Wurzellängen für alle Versuchsgruppen	36

---

Tab. 6.2	Versagensverteilung in den einzelnen Untersuchungsgruppen während der Kausimulation	38
Tab. 6.3	Median-, Minimal- und Maximalwerte für alle Versuchsgruppen [N]	40
Tab. 6.4	Frakturmusteranalyse innerhalb der Versuchsgruppen	47
Tab. 6.5	Frakturmusteranalyse (infaust/restaurierbar) innerhalb aller Versuchsgruppen	52
Tab. 6.6	Frakturmusteranalyse (infaust/restaurierbar) in Bezug auf die Stiftinsertion	54

## 10.5 Materialliste

- 1 Chloramin-T-Lösung  
Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland
- 2 HS-Scaler  
Henry Schein Dental, Langen, Deutschland
- 3 HS-Zahnreinigungsbürstchen  
Henry Schein Dental, Langen, Deutschland
- 4 Cleanic Dent  
Kerr GmbH, Biberach, Deutschland
- 5 Diamant 8881.314.016  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
- 6 Rosenbohrer H1S.204.012  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
- 7 c-Pilot Feilen, LOT 052197  
VDW, München, Deutschland
- 8 Hedström Feile, LOT 064272  
VDW, München, Deutschland
- 9 X2-Feile, LOT 1003143/1942530/1003143/1932570/1055015/1176418  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
- 10 Natriumhypochloritlösung  
Hedinger, Stuttgart, Deutschland
- 11 X-Post/Größe 2, LOT 1176418  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
- 12 Ceram.X mono+, LOT 1411000362/140100688/1411000167/1409000870/1503000782/  
150400868/1503000919/1410000593/  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
- 13 Diamant 8951.KR.314.020  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
- 14 Diamant 801.204.023  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
- 15 Rosenbohrer H1S.204.008  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland

- 
- 16 Silaplast  
DETAX, Ettlingen, Deutschland
  - 17 Roeko Papierspitze  
NWD, Münster, Deutschland
  - 18 AH Plus Jet, LOT 1402000542  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 19 Guttaperchaspitze X2, LOT 821234F/807158F  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 20 CALAMUS DUAL  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 21 Superendo Alpha II  
ADS, Vaterstetten, Deutschland
  - 22 Endo Plugger  
LM-Instruments, Parainen, Finnland
  - 23 Cavit  
3M, Neuss, Deutschland
  - 24 Largo Peeso Reamer  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 25 Easy Post Präzisionsbohrer  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 26 Ätzel, LOT 0044  
Orbis Dental, Münster, Deutschland
  - 27 Isopropanol  
Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland
  - 28 XP Bond+Self Cure Activator, LOT 1403000684/130910/150807  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 29 Root Canal Applicator Tips  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 30 Core-X flow, LOT 140900804/1403000485/1408182/131230  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
  - 31 Elipar Freelight 2  
3M, Neuss, Deutschland
  - 32 Chlorhexidingluconatlösung  
Apotheke Augustenburger Platz, Berlin, Deutschland

- 
- 33 SDR, LOT 08303/1010  
Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland
- 34 Diamant 8379.314.016  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
- 35 Gummipolierer 9608.204.030/9618.204.030  
Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland
- 36 Microetcher  
Danville, San Ramon, USA
- 37 Monobond Plus  
Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- 38 Supradent Klebewachs  
SCHULER-DENTAL, Ulm, Deutschland
- 39 0,3 mm Gusswachs  
Dentaurum, Pforzheim, Deutschland
- 40 HS-Wachsdraht  
Henry Schein, Langen, Deutschland
- 41 Technovit 4004  
Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
- 42 Memoreg, LOT 400079/390212/410196/R010021/R010022  
Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
- 43 Palladur, LOT 016063  
Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
- 44 Mollosil-Adhäsiv, LOT 180503  
DETAX, Ettlingen, Deutschland
- 45 Mollosil, LOT 170601/131002  
DETAX, Ettlingen, Deutschland
- 46 Kausimulator  
EGO, Regensburg, Deutschland
- 47 Zwick 1446  
Zwick, Ulm, Deutschland
- 48 SPSS Version 23  
IBM, Ehningen, Deutschland

## 10.6 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Maria Bruhnke, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Direkte adhäsive postendodontische Rekonstruktion oberer Frontzähne  
Einfluss der Defektausdehnung und der Aufbaustiftinsertion auf Belastbarkeit und  
Frakturverhalten *in vitro*“

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

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

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

Datum

Unterschrift



## 10.7 Lebenslauf

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

## 10.8 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Maria Bruhnke hatte folgenden Anteil an folgenden Publikationen:

Posterpräsentation:

„Do composite restorations of endodontically treated incisors benefit from post placement?“

Bruhnke M, Sterzenbach G, Rosentritt M, v. Stein-Lausnitz M, Beuer F, Naumann M

95th IADR General Session, San Francisco (USA); 22.-25. März 2017

Der Beitrag zu dieser Posterpräsentation umfasst die Versuchsdurchführung, die Datenerfassung, die Interpretation der Ergebnisse und die Erstellung der in dieser Dissertation aufgeführten Tabellen und Abbildungen (Abb. 5.3, 6.3, 6.9 und Tab. 6.2) sowie die Präsentation des Posters.

Kurzvortrag:

„Do composite restorations of endodontically treated incisors benefit from post placement?“

Bruhnke M, Sterzenbach G, Rosentritt M, v. Stein-Lausnitz M, Beuer F, Naumann M

65. Jahrestagung der DGPro/EPA, Halle (Deutschland); 15.-17. September 2016

Der Beitrag zu diesem Kurzvortrag umfasst die weiterführende Literaturrecherche, die Versuchsdurchführung, die Datenerfassung, die Interpretation der Ergebnisse und die Erstellung der in dieser Dissertation aufgeführten Tabellen und Abbildungen (Abb. 5.3, 5.6-5.14, 6.3, 6.4, 6.9 und Tab. 6.2, 6.3) sowie die Präsentation des Kurzvortrages.

Kurzvortrag:

„Direct restorations of endodontically treated teeth: Post or no post at all?“

Bruhnke M, Sterzenbach G, Rosentritt M, v. Stein-Lausnitz M, Beuer F, Naumann M

3M Health Care Academy Talent Award, Seefeld (Deutschland); 16.-18. Oktober 2017

Der Beitrag zu diesem Kurzvortrag umfasst die weiterführende Literaturrecherche, die Versuchsdurchführung, die Datenerfassung, die Interpretation der Ergebnisse und die Erstellung der in dieser Dissertation aufgeführten Tabellen und Abbildungen (Abb. 5.3, 5.6-5.14, 6.3, 6.4, 6.9 und Tab. 6.2, 6.9) sowie die Präsentation des Kurzvortrages.

Der Kurzvortrag wurde mit dem ersten Preis ausgezeichnet.

Posterpräsentation:

„Direkte postendodontische Versorgung von Frontzähnen: Stift oder kein Stift?“

Bruhnke M, Sterzenbach G, Rosentritt M, v. Stein-Lausnitz M, Beuer F, Naumann M

DGZMK/BZÄK/DENTSPLY Förderpreis/Deutscher Zahnärztetag, Frankfurt am Main (Deutschland); 10.-11. November 2017

Der Beitrag zu der Posterpräsentation umfasst die Versuchsdurchführung, die Datenerfassung, die Interpretation der Ergebnisse und die Erstellung der in dieser Dissertation aufgeführten Abbildungen (Abb. 5.3, 6.3, 6.9 und Tab. 6.2) sowie die Präsentation des Posters.

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden Hochschullehrerin

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

## 10.9 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Prof. Dr. Florian Beuer, MME, unter dessen Leitung ich meine Promotion erfolgreich abschließen konnte und Prof. Dr. Ingrid Peroz, unter deren Leitung ich meine Promotion beginnen durfte.

Prof. Dr. Michael Naumann danke ich für die Mitwirkung bei der Themenfindung, Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt für die Durchführung der Kausimulation und Prof. Dr. Wolf-Dieter Müller für die Unterstützung bei den Bruchversuchen.

Mein größter Dank gilt PD Dr. Guido Sterzenbach für das in mich gesetzte Vertrauen bei der Bearbeitung des Dissertationsthemas und Dr. Manja von Stein-Lausnitz für die konstante tatkräftige Unterstützung während aller Phasen der Dissertation. Du, lieber Guido, hast über die Wissenschaft hinaus meine klinische Tätigkeit als Zahnärztin von Beginn an maßgeblich geprägt. Dir, liebe Manja, danke ich für deine beeindruckend geduldige und hilfsbereite Art und deine wissenschaftliche Genauigkeit.

Meiner Familie und meinen Freunden danke ich für den steten Rückhalt, die konstante Unterstützung und ihr grenzenloses Verständnis.