

6 Diskussion

6.1 Auswahl der Zähne

Für die vorliegende Untersuchung wurden menschliche, obere mittlere Schneidezähne der zweiten Dentition verwendet. Die Prü fzähne wurden nach zuvor festgelegten Ausschlusskriterien ausgewählt.

In zahlreichen In-vitro-Studien zur Fraktur stabilität bzw. Belastbarkeit endodontisch behandelter und mit Wurzelstiften und Kronen rekonstruierter Zähne wurden ebenfalls extrahierte, menschliche, obere mittlere Schneidezähne verwendet (Tabelle 2-3). Dieses Vorgehen kann damit als allgemein akzeptierter Standard gelten. Die Verwendung menschlicher Zähne als Prüfkörper führt zu großen Standardabweichungen für die maximalen Belastbarkeiten, die sich hauptsächlich durch die relativ große Streuung in Größe und mechanischen Parametern ergeben. Um diese Problematik zu umgehen, wurden Untersuchungen mit Rinderzähnen (Isidor und Brondum 1992) oder Kunststoffkörpern (Wegmann und Grüner 1986) durchgeführt. Vergleichende In-vitro-Untersuchungen zum adhäsiven Verbund von menschlichem Schmelz und Dentin mit bovinem Material kamen zu dem Ergebnis, dass es keine Unterschiede bezogen auf die Scherfestigkeit für Schmelz, wohl aber für Dentin gibt (Lopes et al. 2003). Zudem besteht ebenfalls die Varianz der Größe von Rinderzähnen. Kunststoffzähne können in Form und Größe sowie den mechanischen Eigenschaften durch die Verwendung eines einheitlichen Materials standardisiert werden, sind aber zur Simulation der elastischen und adhäsiven Eigenschaften von Dentin nicht geeignet (Rosentritt et al. 2006).

Die verwendeten Zähne lagerten vor der Stif zementierung maximal ein Jahr in einer 20 %igen Alkohollösung (Isopropanol) bei Raumtemperatur. Da die vergangene Zeit post extraktionem einen signifikanten Einfluss auf die Dentinhaftung hat (Beech et al. 1991), muss der unterschiedliche Lagerungszeitraum der Zähne als Kofaktor für die große Streuung innerhalb der Gruppen angesehen werden. In vergleichbaren Untersuchungen mit frisch extrahierten Zähnen (max. 6 Monate Lagerung) wurden ebenfalls hohe Standardabweichungen beobachtet (Janssen und Hülsmann 2003). Als Ursache kann das unterschiedliche Zahnalter angesehen werden, da durch die altersabhängige posteruptive Sklerosierung des Dentins verminderte Haftwerte festzustellen sind (Yoshiyama et al. 1996). Hingegen wurde kein Einfluss einer 1 bis 5 jährigen Lagerung auf die Fraktur festigkeit für extrahierte Molaren gefunden (Hagge und Lindemuth 2002).

Die von HEYDECKE et al. (1999) geforderte Erhöhung der Gruppengröße ($n \geq 8$) zur Verringerung der Streuung, erforderte eine hohe Anzahl (132) von Zähnen. Aus diesem Grund war es nicht möglich, eine ausreichende Menge an gerade extrahierten Frontzähne innerhalb eines Zeitraums von 6 Monaten zu rekrutieren, sodass auf ein Zahnreservoir zurückgegriffen werden musste. Der Einfluss der unterschiedlich langen Lagerung wurde durch eine zusätzliche einheitliche Lagerung von zwei Monaten, eine randomisierte Verteilung, eine hohe Probenzahl und durch die Konstanthaltung der Verarbeitungs- und Prüfparameter minimiert.

6.2 Gruppeneinteilung

Zum Ausgleich der unterschiedlich großen Schnitt- bzw. Klebeflächen der Versuchszähne wurde das Produkt der mit einem digitalen Schnelltaster vermessenen mesial-distalen und vestibulär-oralen Diameter auf Höhe der SZG gebildet (Al-Hazaimeh und Gutteridge 2001, Akkayan 2004) und die Zähne entsprechend eines geeigneten Algorithmus gleichmäßig auf die Gruppen verteilt (Butz et al. 2001). Für die Phase der Probenherstellung wurden alle nummerngleichen Zähne aus jeder Gruppe zu einer neuen Arbeitsgruppe zusammengefasst, um den Einfluss der Qualitätssteigerung infolge des Trainingseffektes zu minimieren.

6.3 Materialien

Wurzelstifte: Ein Ziel dieser Untersuchung war es, die Belastbarkeit neuartiger, aber bereits auf dem deutschen Dentalmarkt etablierter konfektionierter Wurzelstifte aus glasfaserverstärktem Komposit mit einem bewährten und klinisch erprobten Titanwurzelstift zu vergleichen. Bei der Auswahl der Produkte wurde zum einen darauf geachtet, dass ein Wurzelstiftsystem eines Herstellers ausgewählt wurde, welches beide Stiftmaterialien in gleicher Makroform anbietet. Zum anderen konnten so Glasfaserstiftsysteme mit unterschiedlichen Stiftformen und Materialwerten verglichen werden.

Für das Wurzelstiftsystem ER-Komet stehen ein konischer Glasfaser- (ER Dentin-Post, Markteinführung 2001) oder Titanstift zur Verfügung. Die Titanstifte (ER 61L16, Komet) wurden bereits in anderen In-vitro-Studien mit ähnlichem Studiendesign im Vergleich mit verschiedenen Stiftmaterialien bzw. Stiftsystemen untersucht (Butz et al. 2001), wodurch eine Vergleichbarkeit der ermittelten Werte in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen gegeben ist. Der ebenfalls bereits in vitro untersuchte Luscent

Anchors (Markteinführung 1998) hat sich als transluzenter Stift etabliert und ist nach Angaben des Herstellers für die zusätzliche Lichtinitiation des dualhärtenden Befestigungskomposits geeignet. Der FibreKor-Stift (Markteinführung 1999) imponiert durch eine makroretentive segmentiert zylindrische Form, die die Retention im Wurzelkanal erhöhen soll. Die verwendeten Glasfaserstifte unterscheiden sich neben der Makroform hinsichtlich ihrer Herstellung, der Materialanteile und ihrer Biegefestigkeit sowie dem E-Modul (Tabelle 6-1).

Tabelle 6-1 Spezifikation der verwendeten Aufbaustifte

Stift	Matrix* [Gew%]	Faser* [Gew%]	Ø der Faser [µm]	Faser- dichte [n/mm ²]	Faserrichtung*	Biegefestigkeit* (σ _B) [MPa] E-Modul* (E)[GPa]
DentinPost	Epoxidharz Σ= 35	65	13,5*	keine Angaben	longitudinal, verschlungen	σ _B = 550 E = 30
Luscent	Polyester Σ= 30	70	15**	29**	unidirektional, longitudinal	σ _B = 890 E = 40
FibreKor	BISGMA UDMA HDDMA Σ= 29 Bariumbor- silikatglass Σ= 29	42	18**	28**	unidirektional, longitudinal	σ _B = 990 E = 29,2

*Herstellerangaben: Kommet 05/2004; Jeneric/Pentron 11/2004; Dentatus 2002

**Grandini et al. 2005

Befestigungszemente: Für die Zementierung wurden zwei Befestigungskomposite in verschiedenen Applikationsformen mit unterschiedlichem Abbinde-mechanismus verwendet. Das Befestigungskomposit PANAVIA[®] 21 wurde in zahlreichen Studien untersucht und kann als Standard zur adhäsiven Befestigung von Restaurationen, aber auch von Wurzelstiften angesehen werden (Paul und Schärer 1996, O'Keefe et al. 2000,

Hagge et al. 2002b). PANAVIA® 21 (Tabelle 4-3) ist ein autokatalytisch härtender Kompositzement, dessen Polymerisation durch anaerobe Bedingungen initiiert wird. Das zum Vergleich ausgewählte dualhärtende Befestigungskomposit Compolute® (Tabelle 4-3) in Kombination mit dem Adhäsivsystem EBS Multi scheint, durch die Verarbeitungsweise und in der dualen Initiation des Abbindevorgangs (Photoinitiation und autokatalytisch), für die besonderen Anforderungen der adhäsiven Befestigung von Wurzelstiften im Wurzelkanal besonders geeignet. Da das Material Compolute® als Kapselsystem zur Verfügung stand, war eine definierte Verarbeitungszeit durch ein konstantes Anmischverhältnis gegeben. Außerdem ist anzunehmen, dass im Vergleich zur Handanmischvariante PANAVIA® 21, die Homogenität des Befestigungsmaterials an sich verbessert ist. Das Material Compolute® wurde mit einem Lentulo in den Wurzelkanal eingebracht, was eine gleichmäßig Verteilung entlang des Wurzelstiftes vermuten lässt. Hingegen wird für PANAVIA® 21 lediglich das Auftragen auf den Wurzelstift empfohlen, da das Einbringen in den Wurzelkanal mittels Lentulo, aufgrund des anaeroben Abbinde mechanisms, zu einer vorzeitigen Aushärtung führen kann.

Alle Vollkeramikronen wurden ebenfalls mit Compolute® befestigt. Die Kronenzementierung mit Kompositzementen führt zu höheren Retentionswerten im Vergleich mit Glasionomer- und Zinkphosphatzementen (Wiskott et al. 1997). Die adhäsive Befestigung ermöglicht den weitgehend spaltfreien Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz und die Kompensation der Frakturgefährdung der spröden keramischen Restaurationen (Krejci et al. 1992). Für dualhärtende Befestigungskomposite wurde gegenüber den Chemischhärtenden eine bessere Durchhärtung unter Keramik nachgewiesen (El-Mowafy et al. 1999). Dabei erreichten dualhärtende Befestigungskomposite bis zu 50 % bessere Härte werte, wenn sie bei Keramikstärken von 2- 3 mm zur Anwendung kamen.

Stumpfaufbaumaterial: Das autopolymerisierende Hybridkomposit CLEARFIL™Core wurde als Aufbaumaterial gewählt. In Verbindung mit dem zum System gehörenden Haftvermittler New Bond sind sowohl die erweiterten Kompositaufbauten der Kontrollgruppe, als auch die Stumpfaufbauten aller Prüfkörper streng nach Herstellerangaben gefertigt worden. Komposite empfehlen sich als Aufbaumaterialien für eine Versorgung mit Vollkeramikronen im oberen Frontzahnsegment (Paul und Pietrobon 1998). Speziell für den Stumpfaufbau hergestellte Komposite zeigen unter adhäsiv zementierten

Vollkeramikronen (IPS Empress®) hinsichtlich der maximalen Belastung und der Frakturmuster dasselbe Verhalten wie die Positivkontrollen nach Stumpfpräparation bei unversehrten Zähnen (Ferrari et al. 2000b). Gleichzeitig wird für Stumpfaufbaukomposite ein höherer Widerstand gegen Materialermüdung als für Glasionomerezemente beschrieben (Cohen et al. 1994, Cohen et al. 1996). PILO et al. (2002) konnten in einer In-vitro-Studie zeigen, dass Komposit eine mit Amalgam vergleichbare Frakturfestigkeit hat, wenn eine Ferruledesign präpariert wurde. Gleichzeitig wiesen sie auf günstigere Frakturmuster bei Kompositaufbauten im Falle des Versagens hin. Ein negativer Gesichtspunkt ist die Schrumpfung während der Polymerisation, welche zu Spalten in der Grenzfläche zum Dentin führen kann (McCulloch und Smith 1986). Chemischhärtende Komposite zeichnen sich durch einen langsamen Übergang von der plastischen in die feste Phase aus. Erst nach Eintritt des Gelpunktes kommt es zu einem langsamen Stressaufbau (Bausch et al. 1982).

Vollkeramikkrone: Das in dieser Untersuchung verwendete Material IPS Empress® 2 hat sich im klinischen Alltag als Vollkeramiksystem zur ästhetischen Frontzahnversorgung bewährt (Fradeani und Redemagni 2002, Fradeani 2003). Pressbare Glaskeramiken sind aufgrund der einfachen Herstellung (Prinzip der verlorenen Form), der okklusalen und marginalen Genauigkeit, der Transluzenz und den guten mechanischen Eigenschaften eines der am weitesten verbreiteten vollkeramischen Restaurationssysteme (Gorman et al. 2000). Die signifikant höhere Biegefestigkeit (407 ± 45 MPa) und der nahezu Zweifach höhere E-Modul (103 GPa) der IPS Empress® 2 gegenüber der IPS Empress® 1 Keramik (65 GPa) wird dem kristallinen Anteil von Lithiumdisilikat (60 Gew%) zugeschrieben (Fischer und Marx 2002, Albakry et al. 2003). Die Einbettung der Wachsmodelationen mit der Spezialeinbettmasse für die IPS Empress® 2 Keramik erfolgte nach Herstellerangaben für alle Kronen durch den Promovenden, während die weitere Herstellung aus zeitökonomischen Gründen von zwei Zahntechnikerinnen erfolgte. Die einzelnen Verarbeitungsschritte wurden streng nach einem Verarbeitungsprotokoll durchgeführt (Abschnitt 4.3.5).

Die Anfertigung der Kronen durch zwei verschiedene Personen muss als eine herstellungsbedingte Fehlergröße angesehen werden. CHEN et al. (1999) ließen ebenfalls Vollkeramikronen aus IPS Empress® in zwei verschiedenen Laboren fertigen und stellten signifikante Unterschiede für die Maximalbelastung fest. Als Ursache wurde ein Risswachstum ausgehend von Porositäten innerhalb der Empresskrone angesehen.

Die Ausbildung von Porositäten ist wiederum herstellungsabhängig. Eine Fraktur der Keramikkrone wurde in der vorliegenden Untersuchung lediglich in sieben Fällen beobachtet (Titanstiftgruppen $\Sigma=3$ und Glasfaserstiftgruppen $\Sigma=4$). Damit kann der Einfluss dieser Störgröße auf die Streuung der maximalen Belastungswerte als eher gering eingeschätzt werden.

6.4 Herstellung der Probekörper

In der vorliegenden Untersuchung wurde eine Versuchsanordnung gewählt, welche die Testung der Belastbarkeiten von vollständig restaurierten Frontzähnen ermöglicht. Dabei wurde während der Probenvorbereitung eine klinische Vorgehensweise im Arbeitsablauf und den zu verwendenden Materialien simuliert (Butz et al. 2001, Heydecke et al. 2002).

6.4.1 Endodontische Aufbereitung

Alle Zähne wurden endodontisch aufbereitet und anschließend mit einer Wurzelkanalfüllung versorgt. Dabei wurden alle notwendigen Schritte der Aufbereitung sowie der lateralen Kondensationstechnik mit den üblichen Materialien durchgeführt. Im Zuge der Kanalaufbereitung für den Aufbaustift wurde die Wurzelfüllung mit dem für die Stiftbettpräparation verwendeten Reamer entfernt. Vor der Stiftinsertion wurden die Kanalstollen/Stiftbett mit einer Alkohollösung gespült. Werden in der klinischen Situation Zähne mit einem Aufbaustift versorgt, wurden sie zuvor endodontisch aufbereitet. Dieses hat einen nicht zu vernachlässigenden Verlust von Zahnhartsubstanz mit entsprechender Reduktion der Frakturstabilität zur Folge (Reeh et al. 1989). Weiterhin hat die endodontische Behandlung einen Einfluss auf die Retention der Wurzelkanalstifte. HAGGE et al. (2002b) zeigten in einem Pull-out-Versuch, dass mit einem Befestigungskomposit (PANAVIA® 21) zementierte konfektionierte Metallstifte (Parapost) höhere Retentionswerte aufweisen, wenn zuvor keine Wurzelkanalfüllung (Guttapercha und Zinkoxid-Eugenol-Zement) durchgeführt wurde. Residuales Guttaperchamaterial, welches sich in unterminierten Wurzelkanalbereichen nach Aufbereitung des Stiftbettes befindet, verbleibt häufig vom Behandler unbemerkt und reduziert somit zusätzlich die für den adhäsiven Verbund benötigte Dentinoberfläche (Serafino et al. 2004). Der Einfluss der zur endodontischen Aufbereitung verwendeten Spülungen sowie der residualen Bestandteile des Wurzelkanalsealers auf die Dentinhftung wird kontrovers diskutiert und ist pro-

duktabhängig (Tjan und Nemetz 1992). Für den verwendeten eugenolfreien, kunststoffhaltigen Sealer AH 26 konnte ein negativer Effekt auf die Retention adhäsiv zementierter (PANAVIA[®] 21) konfektionierter Stifte (Parapost) ausgeschlossen werden (Hagge et al. 2002a). Die maximale Belastung von oberen Eckzähnen war in vitro unabhängig vom verwendeten Kanalsealer und dem Belassen oder Entfernen der Schmierschicht gleich, aber signifikant geringer als die Negativ-Kontrollgruppe ohne Wurzelkanalaufbereitung (Cobankara et al. 2002).

6.4.2 Stumpfaufbau und Präparation zur Aufnahme der Vollkeramikkrone

Nach dem Dekapitieren der Zähne wurden die Kanalstollen für die Stiftaufnahme präpariert, wobei ausschließlich neue systemzugehörige Vorbohrer mit einer Tiefenmarkierung verwendet wurden. Die Wurzelkanalstifte wurden streng nach Herstellerangaben inseriert. Die Stiftlänge im Zahn betrug für alle Proben 12 mm von der Dekapitationsebene, wobei die geforderte Mindestlänge der verbliebenen Wurzelfüllung von 4 mm zum Apex (Goodacre und Spolnik 1995) erhalten blieb und koronal mindestens 2 mm der Stifte für die Aufbauretention zur Verfügung standen. Dies führte aufgrund der anatomisch bedingten Variation der Wurzellängen zu unterschiedlichen Stift-Wurzelverhältnissen. Der Einfluss der unterschiedlich langen Wurzelkanalretention für den Stumpfaufbau auf die maximalen Belastungswerte der Prüfkörper ist als gering einzuschätzen, da für die Zementierung mit Befestigungskompositen gleiche Frakturstabilitäten der Zähne mit längenreduzierten und langen konfektionierten Wurzelstiften erreicht werden (Nissan et al. 2001). Die Titanstifte wurden zur Verbesserung des Haftverbundes zum Befestigungskomposit zuvor gestrahlt und mit einem Silan beschickt (Kern und Thompson 1995, Sahafi et al. 2003). Eine Konditionierung der Glasfaserstifte wurde nicht durchgeführt, da beispielsweise durch eine Oberflächenbestrahlung mit Korund (50 µm) die Desintegration der Stiftoberfläche durch eine Separation der oberflächlichen Glasfasern von der Epoxidharzmatrix verursachen kann (Drummond et al. 1999). Zur Applikation des Adhäsivs im Wurzelkanal wurden Applikatorbürstchen verwendet, da diese Technik zu einer gleichmäßigen und vorhersagbaren Adhäsivschicht im Wurzelkanal führt (Ferrari et al. 2001a). Anschließend erfolgte die Stumpfherstellung aus dem chemischhärtenden, konventionellen Komposit mit den Silikonabformungen der Ausgangssituation. Somit wurde jeder Zahn entsprechend seiner ursprünglichen Kronenform vollständig mit dem Aufbaukomposit wiederhergestellt. Die-

ses Vorgehen ermöglichte einen definierten Substanzabtrag mit der Stumpfpräparation und eine Kronenrestauration entsprechend der ursprünglichen Kronendimension. Die Wiederherstellung der originären Kronenform simuliert eine praxisnahe Vorgehensweise. Zudem wird die Lastenverteilung wesentlich von der Form des Zahnes bestimmt (Magne et al. 1999). Die gleichzeitig am oberen Frontzahn angreifenden Zug- und Druckspannungen führen zu einer Biegung des Zahnes. Das Ausmaß dieser Verformung ist bei konstanter Kraft neben der spezifischen Materialkonstante (E-Modul) abhängig vom Verhältnis der Länge zum Durchmesser. Mit steigender Länge des supraalveolären Anteils, der sich beispielsweise nach chirurgischer Kronenverlängerung ergibt (Hebelarm) sinkt die maximale Belastbarkeit (Gegauff 2000). Demnach hat die Änderung eines dieser Parameter (z. B. die Kronenlänge) einen erheblichen Einfluss auf die Biegefestigkeit bzw. erreichte maximale Belastung.

Die Präparation der Stümpfe mittels Feinstkorndiamanten erfolgte gemäß den vom Hersteller angegebenen Dimensionen (zervikal 1 mm, vestibulär / oral 1,5 mm, inzisal 2 mm). Es wurden Präparationsmarkierungen angelegt, um einen gleichmäßigen standardisierten Materialabtrag bei allen Proben zu gewährleisten (Potiket et al. 2004). Mit der Stumpfpräparation wurde eine 2 mm hohe Dentinmanschette (ferrule) angelegt. Die Umfassung eines Dentinkerns leistet einen erheblichen Beitrag zur Erhöhung der Frakturfestigkeit (Sorensen und Engelman 1990b, Libman und Nicholls 1995, Stankiewicz und Wilson 2002). Die Präparation einer 2 mm hohen Dentinmanschette erhöht, im Gegensatz zu einem 1 mm oder 1,5 mm Ferrule, die Frakturfestigkeiten EBZ unabhängig vom Stiftsystem (Akkayan 2004). Mit der Stumpfpräparation wurde eine zirkuläre innen abgerundete Stufe angelegt. Dieses Präparationsdesign wurde für die vollkeramische Überkronung in vivo empfohlen (Doyle et al. 1990).

Die Präparationsgrenze lag nach der Stumpfpräparation mindestens 1 mm oberhalb der SZG im Schmelz (Azer et al. 2001), um eine optimale adhäsive Verankerung der Vollkeramikkrone im Schmelz zu gewährleisten. Aus diesem Grund wurden die Zähne nach der endodontischen Versorgung 3 mm horizontal über dem koronalsten Punkt der SZG dekapitiert, um so eine Zerstörung der klinischen Krone zu simulieren (Zhi-Yue und Yu-Xing 2003). In anderen vergleichbaren Studien wurde hingegen die Zahnkrone 2 mm über dem höchsten Punkt der SZG abgetrennt, wobei nach 2 mm Ferrulepräparation Inhomogenitäten in Bereichen von Schmelzleisten < 1mm zu strukturell geschwächten Zementfugen führen können. HUGO et al. (1992) berichten von Schmelz-

absplitterungen am Kavitätenrand nach Präparation mittels rotierender Instrumente. Nach KRÖNCKE und KIMMERLE (1962) weisen kavitätennahe Schmelzbereiche eine geringere Härte und Gefügauflockerungen von 550 µm Tiefe auf. Nach Anwendung von Feinstkorndiamanten treten geringere Gefügauflockerungen und Mikrorisse auf als bei grobkörnigen Diamantschleifern (Xu et al. 1997).

6.4.3 Kronenversorgung

Klinisch relevante Aussagen können nur getroffen werden, wenn die Prüfkörper mit klinisch genutzten Materialkombinationen praxisnah und definitiv versorgt werden (Sorensen und Engelman 1990a, Butz et al. 2001). Die vom Hersteller geforderten Keramikstärken wurden mit einem digitalen Schnelltester an den Wachsmodellationen vor dem Einbetten überprüft. Die Materialstärke der Vollkeramikronen entsprach in allen Dimensionen den Herstellerangaben und gleichzeitig der ursprünglichen Dimension der Zahnkronen (Zhi-Yue und Yu-Xing 2003). Mit dem Ziel, die Streuung der Belastungswerte zu reduzieren, wurden hingegen in anderen Untersuchungen einheitliche Kronen (Masterkrone) hergestellt. Eine hohe Streuung der Frakturmaxima ist dennoch in allen vergleichbaren Studien zu finden und der einflussreichste limitierende Faktor, um statistisch signifikante Unterschiede zu ermitteln. Allein BOLHUIS et al. (2001) konnten durch eine standardisierte Präparation und Kronenherstellung im Celay-Verfahren geringere Standardabweichungen erzielen. Die Streuung der Werte für die maximale Belastung in der vorliegenden Untersuchung ist mit denen anderer Studien vergleichbar.

Die Kronen wurden ohne Friktion aufgepasst, um nicht mögliche Spannungsspitzen während der Kronenzementierung zu provozieren. Alle Kronen wurden mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Compolute[®] eingesetzt. Zuvor wurden die Vollkeramikronen mit Flusssäure (HF: 5%) konditioniert und anschließend silanisiert. Das Ziel ist die Ankopplung von funktionellen Gruppen des Silanhaftvermittlers an die durch die Ätzung freigelegten Si-OH-Gruppen der Keramik als oberflächliche Reaktionszentren für den chemischen Verbund mit den Methoxygruppen des Bis-GMA-Befestigungskomposits. Die Konditionierung der Vollkeramikkrone für eine adhäsive Befestigung mit einem Kompositzement ist eine anerkannte Methode (Hayakawa et al. 1992, Kupiec et al. 1996). So wurden die höchsten Haftwerte bei kombinierter Keramikätzung mit 5 %igem Fluorwasserstoff und anschließender Silanisierung gewonnen (Stangel et al. 1987, Stacey 1993). Untersuchungen zum Einfluss der Oberflächenbear-

beitung verschiedener Keramiken auf den Haftverbund unterschiedlicher Adhäsivsysteme ergaben einen Vorteil der Ätzung mit Flusssäure bei Glaskeramiken (Ozcan und Vallittu 2003).

6.4.4 Probeneinbettung

Zur Simulation der natürlichen Zahnmobilität wurden die Prüfkörper mit einem dünnen Silikonlack beschickt, dessen körniges Oberflächenprofil gleichzeitig die Retention des Zahnes in der Einbettmasse sicherstellte. Diese Art der Parodontalspaltimitation fand auch in anderen vergleichbaren Studien Anwendung (Tabelle 2-3), wenngleich der Einfluss auf die maximale Belastbarkeit nicht wissenschaftlich belegt worden ist. Da in dieser Untersuchung die Zahnauslenkung gemessen wurde und zudem der Anti-Rutsch-Lack eine unerwünschte Dislokation des Zahnes während des Belastungsversuches verhindert, wurden die Prüfkörper entsprechend vorbehandelt. Die Einbettung der fertigen Prüfkörper in Kunstharz (Technovit 4000) erfolgte im Winkel von 90° zur Zahnängsachse, 2 mm unterhalb der SZG.

In vergleichbaren Studien sind die Angaben zur Art wie die Zahnängsachse bestimmt und reproduzierbar festgelegt wurde unvollständig. Der signifikante Einfluss des Belastungswinkels auf die Belastbarkeit wurde durch LONEY et al. (1995) nachgewiesen. Zur standardisierten Festlegung der gewählten Zahnängsachse wurde ein auf einem Standfuß montierter Diodenlichtstrahl verwendet.

Alle Proben wurden vor der Testung in zwei Dimensionen digital geröntgt, um die achsengerechte Stiftposition im Wurzelkanal, die zirkuläre Dimension der Dentinstärke sowie die Stiftlänge und mögliche Luftblasen im Kompositaufbau zu registrieren (Zhi-Yue und Yu-Xing 2003). In allen Proben war die Schichtstärke des Dentins > 1 mm.

6.5 Belastungsmethode

6.5.1 Linear steigende Belastung

Die linear steigende Belastung der Prüfkörper in einer Universal-Materialprüfmaschine für den Vergleich verschiedener Restaurationsmaßnahmen bei EBZ ist eine anerkannte Methode (Naumann et al. 2002). Neben der Probenanordnung sind die Versuchsparameter wie beispielsweise der Kraftangriffspunkt, der Winkel der Zahnachse zur Krafrichtung, die Belastungsgeschwindigkeit und die belasteten Kom-

ponenten der Grund für eine ungenügende Vergleichbarkeit der einzelnen Studienergebnisse. In dieser Untersuchung entsprechen sowohl die Prüfkörperherstellung als auch die gewählte Versuchsanordnung für die Belastungsmethoden dem von NAUMANN et al. (2002) publizierten Vorschlag zur Standardisierung von In-vitro Belastbarkeitsuntersuchungen an EBZ.

Die Prüfkörper wurden im Bruchlastversuch im Winkel von 135° zur Zahnlängsachse belastet. Dies entspricht einer häufig in der Bevölkerung vorhandenen Klasse-I Okklusion (Coca und Schwickerath 1987). Der Kraftangriff für die Bruchkraftuntersuchungen erfolgte direkt auf der Inzisalkante (Sorensen und Engelman 1990b, Rosentritt et al. 2000, Butz et al. 2001). Im Gegensatz zu einem Kraftansatz 2 mm unterhalb der Inzisalkante (Voss 1969) entspricht die Belastung auf Schneidekantenniveau der Kontaktbeziehung in der Abbissposition. In der Interkuspitationsposition 2 mm unterhalb der Inzisalkante wirken vorwiegend Druckkräfte auf die Krone, welche sich nur minimal biegt. In Richtung Kantenbiss (Abbisposition) zeigen sich jedoch erhebliche Zugspannungen in der palatinalen Konkavität (Magne und Belser 2002). Für den Bruchlastversuch wird so neben der axialen Komponente auch die, insbesondere bei Frontzähnen, klinisch relevante schräge Auflast berücksichtigt (Naumann et al. 2002). Eine dünne Zinnfolie wurde zwischen Krone und Stahlstempel positioniert, um eine gleichmäßige Stressverteilung (Kraftverteilung) sicherzustellen (Rosentritt et al. 2000). Die Vorschubgeschwindigkeit lag bei 1 mm/min (Rosentritt et al. 2000), wodurch einem unterkritischen Risswachstum in Keramiken entgegengewirkt wird, welches zu geringen Bruchlasten führen würde (Hahn 1994). Höhere Geschwindigkeiten bis zu 51 mm/min verringern die Frakturresistenz und geben eher die klinische Extremsituation traumatischer Kraffteinwirkung wieder (Stokes und Hood 1993).

6.5.2 Kausimulation

Die Prüfparameter zur Simulation der okklusalen Belastung und des Temperaturstressses in der Mundhöhle entsprechen dem Versuchsaufbau von BUTZ et al. (2001). Die ausgewählten Proben wurden einer Belastung von $1,2 \cdot 10^6$ Zyklen mit einer Kraft zwischen 0-30 N ausgesetzt. Der Belastungsansatz lag auf der palatinalen Fläche 2mm unterhalb der Inzisalkante. Simultan wurde eine TWB von 10,000 Zyklen zwischen 5° und 55° durchgeführt. Diese Belastungsmethode ist eine Modifikation auf der Grundlage der Untersuchungen von KREJCI und Lutz (1990) und soll eine fünfjährige Funkti-

onsperiode innerhalb der Mundhöhle simulieren (Kern et al. 1999). Unabhängig von der Korrelation simulierter Kauzyklen mit den tatsächlichen klinischen Gegebenheiten wird für Ermüdungstests dentaler Materialien eine minimale Anzahl von 10^6 Zyklen gefordert (Wiskott et al. 1995). Die thermische Wechsellast (Kausimulation) stellt eine dynamische Simulation der klinischen Dauerbelastung von Werkstoffen in der Mundhöhle dar. Der Winkel der Zahnachse von 130° , die Kaukraft von 30 N und der Kraftangriffspunkt 2 mm unterhalb der Inzisalkante liegt in einem Bereich, der auch den tatsächlichen physiologisch-dynamischen Gegebenheiten entspricht (Helkimo und Ingervall 1978, Coca und Schwickerath 1987).

6.5.3 Zyklisch steigende Belastung nach TWB

Ein Ziel dieser Untersuchung war eine alternative Methode der Ermüdungsbelastung zur Kausimulation zu evaluieren. Der Vorteil dieser Variante einer zyklisch steigenden Belastung bis zur Fraktur liegt in der Durchführung in einer herkömmlichen Materialprüfmaschine. Gleichzeitig ist im Vergleich zur Kausimulation der Zeitaufwand, neben dem geringeren finanziellen Aufwand, wesentlich verkürzt.

6.5.3.1 Temperaturwechselbadbelastung (TWB)

Die Prüfkörper wurden vor der zyklischen Belastung einer TWB von 2000 Zyklen bei einem Temperaturintervall von $5^\circ\text{-}55^\circ\text{C}$ unterzogen. Durch den häufigen Heiß-Kalt-Wechsel werden Dimensionsänderungen induziert, die durch die unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten des Füllungsmaterials einerseits und der Zahnhartsubstanz andererseits bedingt sind. Die starken unterschiedlichen Volumenschwankungen durch den Wechsel von Schrumpfung und Entspannung führen zur Beanspruchung des Verbundes an der Grenzfläche zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz und können damit zu Randundichtigkeiten und Unregelmäßigkeiten im Randbereich führen. Die TWB ist ein bewährtes Mittel für die Simulation der typischen klinischen Temperaturbelastung oberer Schneidezähne (Jones et al. 1979, Crim et al. 1985). Nach KULLMANN und PÖTTERS (1984) entspricht eine TWB von 2000 Zyklen einer Tragedauer in vivo von etwa zwei Jahren. Ein Temperaturintervall von $5\text{-}55^\circ\text{C}$ bei einer Verweildauer von jeweils 30 Sekunden hat sich als Standard-In-vitro-Test durchgesetzt (Bullard et al. 1988, Roulet et al. 1989). Die wesentlichen Veränderungen der Randqualität treten innerhalb von 2000 Zyklen auf (Crim et al. 1985).

6.5.3.2 Zyklische Belastung

Die Prüfkörper wurden mit einer initialen Kraft von 50 N, mit einem Inkrement von 50 N nach 100 Zyklen für jede Belastungsstufe, belastet. Der Kraftansatz, der Belastungswinkel sowie die Vorschubgeschwindigkeit waren identisch mit den linearen Belastungsversuchen. Die Universalprüfmaschine (Zwick) wurde beim Bruch der Prüfkörper (10 % Kraftabfall) angehalten und es wurde die dazugehörige Zykluszahl und maximale Belastung (F_{\max}) ausgewertet.

STRAND et al.(1995) publizierten eine vergleichbare Belastungsführung für die Testung der Randleistenfestigkeit nach unterminierender Tunnelpräparation bei Prämolaren. Die Autoren wählten ebenfalls einen Kraftanstieg für jede Belastungsstufe von 50 N, beginnend bei einer initialen Kraft zwischen 50 und 100 N. Jeder Belastungszyklus setzte sich aus der Standardkraft 0 N (Prüfkörper vollständig entlastet) und der Kraft in der jeweiligen Belastungsstufe (1. Stufe = 100 N; 2. Stufe = 150 N) zusammen. Es wurde eine frequenzgesteuerte Belastung von 2 Hz und 500 Zyklen für jede Belastungsstufe durchgeführt, während in der vorliegenden Untersuchung eine kraftgeregelte Belastung bei konstanter Vorschubgeschwindigkeit erfolgte. Diese Modifikation berücksichtigt die im Vergleich zur Untersuchung von STRAND et al. (1995) andere Prüfkörperform und Anordnung und damit den größeren Weg der Traverse infolge der zunehmenden Auslenkung der Prüfkörper mit steigender Kraft. Eine konstante Frequenz hätte demnach eine steigende Vorschubgeschwindigkeit zur Folge. Da die Vorschubgeschwindigkeit einen Einfluss auf die Frakturfestigkeit hat (Farik und Munksgaard 1999) wäre eine Vergleichbarkeit der maximalen Belastungen mit der linearen Belastungsmethode nicht mehr gegeben. Die Zykluszahl wurde aus Gründen einer inakzeptablen Versuchsdauer auf 100 festgelegt.

6.6 Modell des konstruierten E-Moduls

Neben der maximalen Belastung wurde der vom jeweiligen Zahn absorbierte Stress (Spannung) als Biegung (Dehnung) der Zahnkrone mit dem Traversenwegaufnehmer gemessen. Wirkt eine Normalspannung auf einen Körper, so ändert der Körper aufgrund dieser Belastung seine Länge in Richtung der wirksamen Spannung. Der Zusammenhang zwischen der relativen Längenänderung ($\varepsilon = \Delta l/l_0$) und der Normalspannung ($\sigma = F/A$) ist im Hookeschen Bereich (lineare Proportionalität zwischen der angreifenden Kraft und der Dehnung) durch die Proportionalitätskonstante, den Elastizi-

tätsmodul (E), gegeben ($E = \sigma/\varepsilon$). Für die Bestimmung der elastischen Konstanten (E-Modul) von Festkörpern wurde unter anderem das Modell des einseitig eingespannten Balkens vorgeschlagen (Mencik und Quandt 1999). Die Methode ist als Verkleinerung des Verfahrens der 3-Punkt-Biegung für die Messung an kleinen Proben aufzufassen. Nach Integration des Flächenträgheitsmoments für den Kreis in die Gleichung zur Berechnung der Biegebeanspruchung eines einseitig eingespannten Balkens (Schwickerath 1977) wurde der Elastizitätsmodul für jeden Prüfkörper berechnet.

Die Wurzelstifte und Vollkeramikronen sind in dieser Untersuchung adhäsiv am Zahn und Aufbau befestigt worden. Diese Versorgung kann als Möglichkeit zur Rekonstruktion der Integrität des Zahnes angesehen werden, da die Verwendung von Kompositementen eine interne Stabilisierung, insbesondere von Zähnen mit dünnem Wurzelentin ermöglicht (Saupe et al. 1996) und eine kurzzeitige Stabilisierung der Wurzel erreicht wird (Mannocci et al. 1999, Mezzomo et al. 2003). Vor diesem Hintergrund wurde angenommen, dass dieser Kronen-Zement-Aufbau-Zahn-Komplex als Zylinder aus einem idealen Mehrstoffverbundsystem mit nahezu kreisförmigen Querschnitt vereinfacht werden kann (Azer et al. 2001).

Die zu berücksichtigenden Fehler bei der Bestimmung des E-Moduls ergeben sich aus dem Prüfaufbau, der Messung der Probengröße (Zahnlänge, -durchmesser), der Kraft und der Biegung (Traversenweg). Die Gültigkeit für die Verwendung dieses Modells bedingt Proben mit linear elastischem Verhalten. Die Graphen des für jeden Prüfkörper aufgezeichneten Spannungs- / Dehnungsdiagramms (S/D) zeigen ein lineares Verhalten nach einer initialen Verzögerung des Kräfteanstiegs. Die Ursachen liegen im Prüfaufbau. So treten außer der reinen Biegeverformung des Zahnes zusätzliche Biegemomente auf. Diese zusätzlichen Verformungen werden durch Torsion, Einpressungen in die Zinnfolie am Belastungsansatz und die endliche Steifigkeit der Probeneinbettung und Probenhalterung hervorgerufen. Der Einfluss der Nachgiebigkeit des Einbettkunststoffs ist nicht zu erfassen. Er kann näherungsweise durch die Messung der apikalen Auslenkung ermittelt werden, da dieser Fehler als Rotation des Prüfkörpers beschrieben werden kann (Young 1989), während die Translation des Zahnes nicht bestimmt werden konnte. Um den Einfluss dieser Fehler zu reduzieren wurden die Werte für die Biegung (Dehnung) bei halber Maximalbelastung aus dem Graphen für jeden Probenkörper ermittelt und zur Berechnung herangezogen. Die größten Ungenauigkeiten ergeben sich durch die stark vereinfachte Form der Prüfkörper als Zylinder

und damit durch das errechnete Flächenträgheitsmoment. Die Ergebnisse für das errechnete Flächenträgheitsmoment (I_y) zeigen eine gleichmäßige Verteilung, da die randomisierte Gruppenzuordnung der Probenzähne auf der Grundlage der Werte für den größten mesio-distalen und vestibulo-oralen Diameter auf Höhe der SZG erfolgte. Für die Berechnung des Flächenträgheitsmomentes wurden diese Abmessungen als Kreisfläche vereinfacht. Damit wurden Elastizitätsmodule für einen Zylinder mit dem entsprechenden Durchmesser ermittelt, während der tatsächliche Zahnquerschnitt nur im Bereich der vermessenen Schnittebene als Kreisfläche vereinfacht werden kann. Je nach Schnittebene ändert sich die Geometrie hingegen, nach koronal in eine elipsoide Form und nach apikal nimmt der Durchmesser durch die kegelförmige Wurzelform ab.

Vor diesem Hintergrund wurde mit diesem Modell lediglich ein Vergleichswert generiert, der ein Ausdruck für das Verhältnis der maximalen Belastung zum suprakrestalen Hebelarm (Zahn oberhalb des Limbus alveolaris), dem Zahndurchmesser auf Höhe der SZG und der Durchbiegung ist. Deshalb können die errechneten Werte nur als grobe Annäherung an die tatsächliche Elastizität dieses Verbundsystems interpretiert werden.

6.7 Einfluss des Stiftmaterials auf die maximale Belastbarkeit

Die Zähne der Versuchsgruppen erreichten unabhängig vom Stiftmaterial vergleichbare Belastungswerte. Die ermittelten Medianwerte der maximalen Belastungen nach linear steigender Belastung für die Stiftmaterialien Titan sowie die drei verschiedenen glasfaserverstärkten Kompositstifte lagen in einem Bereich zwischen 304 N (FibreKor) und 521 N (Titan). Die Vergleichbarkeit mit anderen Studienergebnissen für die lineare Belastungssteigerung ist aufgrund unterschiedlicher Prüfkörpergestaltung nur mit Einschränkungen möglich. Während ROSENTRITT et al. (2000) für den ER-Titanstift vergleichbare Werte erzielten, wurden von HEYDECKE et al. (2001) mit 1038 N eine deutlich höhere maximale Belastbarkeit für diesen Wurzelstift festgestellt. In letzterer Studie wurden, nachdem standardisierte Klasse-3-Kavitäten mit einem Hybridkomposit gefüllt worden sind, die Zähne zur Aufnahme einer Krone (NEM) präpariert, welche mit einem Glasionomerkement befestigt wurde. Die höheren Werte sind dem geringeren Verlust an Zahnhartsubstanz zuzuschreiben, da auch die Kontrollgruppe mit einem erweiterten Kompositaufbau (ähnlich der vorliegenden Untersuchung 3 mm unterhalb der SZG) mit 750 N deutlich höhere Belastungswerte aufzeigte.

Für den Aufbaustift DentinPost findet sich nur eine vergleichbare In-vitro-Untersuchung (Akkayan 2004), die mit $99,84 \pm 1,23$ kg ebenfalls deutlich höhere Werte ermittelte. In dieser Studie wurden jedoch obere Eckzähne mit Vollgusskronen (Wiron 99) verwendet.

Aufgrund der vergleichbaren Belastungswerte kann für die drei untersuchten Glasfaserstifte nicht auf einen systemspezifischen Einfluss der Materialzusammensetzung geschlossen werden. Für die Luscent Anchor-Stifte (LA) wurden vergleichbare maximale Belastungen (437,2 N) nach Überkronung (Trainingsmetall) im linearen Belastungsversuch festgestellt (Janssen und Hülsmann 2003). In dieser Studie wurden die LA mit einem konfektionierten Titanstift (Permatex Stift = 741 N) verglichen und die signifikant niedrigeren Belastungsmaxima auf eine Verbundschwäche zwischen dem Kompositmaterial und dem Dentin nach Lagerung in Wasser zurückgeführt. Dieser Schlussfolgerung ist entgegenzusetzen, dass die hydrolytische Schwächung der faserverstärkten Kunststoffstifte durch eine Versiegelung nach Stiftzementierung mit Komposit verhindert werden kann (Mannocci et al. 2001c). Die Untersuchungen von NEWMAN et al. (2003) ergaben für die FibreKor Stifte (FK) signifikant geringere Belastungen im Vergleich zu den LA, was die Autoren mit dem höheren Fasergehalt der LA begründeten. Die Werte für diese Stiftsysteme (LA 12,9 kg; FK 9,79 kg) waren deutlich niedriger und können mit der vorliegenden Untersuchung nicht verglichen werden, da die Stifte nach adhäsiver Zementierung ohne Stumpfaufbau belastet wurden. Zu gleichen Ergebnissen aber anderen Schlussfolgerungen kamen GRANDINI et al. (2005). Sie verglichen unter anderem die Stiftsysteme LA und FK und konnten trotz unterschiedlicher Biegefestigkeiten keine Korrelation zwischen den Ergebnissen der Ermüdungsbelastung im Drei-Punkt-Biegeversuch und den strukturellen Parametern ermitteln. Sie vermuteten herstellungsbedingte zufällige Varianzen bei der Stiffabrikation. Es ist anzunehmen, dass der geringere Stiftdurchmesser der FK-Stifte ein wesentlicher Grund für die niedrigeren Werte ist, da für die untersuchten Glasfaserstifte ein positiv linearer Zusammenhang zwischen der absorbierten Kraft und dem Stiftdurchmesser im Drei-Punkt-Biegeversuch besteht (Lassila et al. 2004). Der geringere Stiftdurchmesser hat außerdem eine breitere Zementfuge im koronalen Wurzelkanalbereich zur Folge. Dies kann durch das größere Ausmaß der polymerisationsbedingten Schrumpfung des Kompositzementes einen größeren Stress auf die Zement-Dentingrenze verursachen und zu einer ungenügenden Dentinhaftung führen.

Die Werte der Kontrollgruppenzähne (Kompositaufbau) zeigen, dass adhäsiv überkronte Frontzähne mit Aufbaustiften keine Vorteile bezüglich der maximalen Belastung gegenüber Zähnen mit ausschließlichem Kompositaufbau ohne zusätzliche Stiftenretention aufweisen. Zu gleichen Schlussfolgerungen, allerdings für Prämolaren kamen BOLHUIS et al (2001). Die mittleren Belastungsmaxima für den stiftfreien Kompositaufbau werden durch vergleichbare Belastungswerte in anderen Untersuchungen mit ähnlichem Prüfkörperdesign bestätigt (Cathro et al. 1996, Pene et al. 2001). Daraus kann geschlussfolgert werden, dass der Beitrag eines Wurzelstiftes zur Aufbauverankerung und damit auf die maximalen Belastbarkeiten als gering einzuschätzen ist. In dieser Gruppe war die größte Streuung der Werte zu beobachten, was die Annahme berechtigt, dass die Ergebnisse ein Resultat der Variabilität der natürlichen Zähne sind. Fraglich ist, ob die vergleichbaren Belastungsmaxima mit den zur Aufbauretention verwendeten Stiftversorgungen nach einer klinisch relevanten Ermüdungsbelastung bestehen bleiben.

6.8 Einfluss des Befestigungszementes auf die Belastbarkeit

Für die zwei untersuchten Befestigungskomposite konnten vergleichbare Werte der maximalen Belastungen ermittelt werden. Auch die Ermüdungsbelastung im Kausimulator hatte keinen zementabhängigen Einfluss auf die Ergebnisse der linearen Belastung. Zum Vergleich der Befestigungszemente wurden die Titanstifte verwendet. Damit ist eine zusätzliche lichtinitiierte Polymerisation des dualhärtenden Befestigungskomposits nur für die oberflächlichen Areale der Zementfuge möglich. Demnach sind die vergleichbaren Ergebnisse für das dualhärtende Befestigungskomposit ein Resultat der rein chemisch initiierten Polymerisation.

MENDOZA et al. (1997) konnten ebenfalls keinen signifikanten Einfluss verschiedener Befestigungskomposite im Vergleich mit PANAVIA® auf die Belastbarkeit konfektionierter Metallstiften an unteren Eckzähnen aufzeigen. Allerdings zeigten die Prüfkörper, welche nicht mit einem Aufbau versorgt waren und direkt auf dem Aufbaustift belastet wurden, mit PANAVIA® die höchsten Frakturwerte. Bereits frühere In-vitro-Studien zeigen, dass Komposite die Steigerung der Retention und Widerstandsfähigkeit von SSA ermöglichen (Mendoza und Eakle 1994). Dies ist mutmaßlich ein Resultat der Dentinhaftung in Verbindung mit Adhäsiven, da die Retention der Aufbaustifte signifikant geringer ist, wenn die Befestigungskomposite ohne Adhäsivsysteme verwendet werden

(Ben-Amar et al. 1986). Eine ausreichende Haftvermittlung zum Wurzelkanalentin ist vor allem in apikalen Regionen schwerer zu erzielen, da neben der verminderten Ausbildung einer Hybridschicht durch die morphologischen Besonderheiten in diesen Bereichen zusätzlich der Haftverbund durch rückständiges Wasser nach der Dentinkonditionierung gegeben sein kann. In vitro konnten für das Adhäsivsystem EBS-Multi die höchsten Haftwerte ermittelt werden, die wiederum vergleichbar an feuchtem Dentin waren (Perdigao und Frankenberger 2001). Es ergeben sich weitere anwendungsbedingte Vorteile für das dualhärtende Befestigungskomposit Compolute[®], insbesondere für die Zementierung von Aufbaustiften. Das Material ist im Vergleich zu PANA VIA[®] 21 niedrig viskös und kann damit in den Wurzelkanal fließen. Durch die lichtabhängige Abbindeinitiation ist die Verarbeitungszeit zunächst verlängert und steuerbar. Nach Applikation im Kanal und anschließender initialer Lichthärtung wird eine Dislokation des Stiftes verhindert. Gleichzeitig besteht die Möglichkeit, das Material mit einem Lentulo in den Wurzelkanal einzurotieren. Für die Stiftzementierung mit konventionellen Zementen wird das Einbringen des Zements in den Wurzelkanal und das Auftragen auf den Stift favorisiert. Wird der Zement ausschließlich auf den Stift aufgetragen, ist die Retention signifikant reduziert (Reel et al. 1989). Als Grund muss eine gleichmäßigere Zementschicht über die gesamte Stiftlänge angenommen werden. Zudem kann die Homogenität der Zementfuge durch die Darreichungsform als Kapselpräparat verbessert werden, da Blaseneinschlüsse im Zuge des Anmischens im Vergleich zur Handanmischvariante weitgehend eliminiert werden können.

Für die Zementierung von vollkeramischen Restaurationen wurden für das Befestigungssystem Compolute[®] und EBS-Multi in einer in vitro durchgeführten Randspaltanalyse nach thermischer Wechselbelastung (2500 Zyklen) vergleichbare Ergebnisse mit dem Befestigungskomposit Variolink II in Verbindung mit dem Adhäsivsystem Syntac Classic (beide Fa. Ivoclar-Vivadent) erreicht (Ferrari et al. 1999).

Die Stifte der zum Vergleich der Belastungsmethoden herangezogenen Versuchsgruppen wurden im Falle der Titanstifte mit dem chemischhärtenden und die Glasfaserstifte mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit zementiert. Dieses Vorgehen erfolgte in Anlehnung eines klinischen Versorgungskonzeptes unter Berücksichtigung der üblichen Materialkombinationen. Das dualhärtende Komposit gewährleistet neben ästhetischen auch verarbeitungstechnische Vorteile, die insbesondere bei der Verwendung von Glasfaserstiften durch die mögliche zusätzliche Lichthärtung zum Tragen

kommen. Der Einsatz von autokatalytischen Zementen ist hingegen materialbedingt für die Metallstifte üblich. Für die statistische Auswertung ergibt sich somit ein Fehler im Sinne eines möglichen Summationseffektes. Dieser Fehler kann allerdings vernachlässigt werden, da bei Verwendung von Befestigungskompositen der Einfluss unterschiedlicher Produkte auf die Frakturfestigkeit von untergeordneter Bedeutung ist. Auch ROSENTRITT et al. (2004a) verwendeten zur Zementierung verschiedener konfektionierte Aufbaustifte unterschiedliche Befestigungskomposite, wobei die ermittelten signifikanten Unterschiede für die Belastungswerte nicht auf die Variabilität der Zemente zurückzuführen war. Zudem wurden alle Vollkeramikronen mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit zementiert und für die maximale Belastung nahezu identische Werte für die beiden Zemente ermittelt.

6.9 Einfluss der Belastungsmethode auf die Belastbarkeit

6.9.1 Lineare Belastung nach Kausimulation

Die Ergebnisse zeigen eine Abhängigkeit der Belastungsmaxima von der Belastungsmethode. Für die linear steigende Belastung wurden signifikant unterschiedliche Werte für den ER-Titan-Stift gegenüber dem glasfaserverstärkten Kompositstift (ER-DentinPost) ermittelt. Wurden die in gleicher Art versorgten Zähne zuvor einer Alterung im Kausimulator unterzogen, waren die Medianwerte für die maximalen Belastungen der beiden Stiftmaterialien gleich. In der Literatur sind bei vergleichbaren Belastungsuntersuchungen für den ER-Titanstift ähnliche Ergebnisse zu finden. In einer Untersuchung an Frontzähnen, welche nach adhäsiver Stiftzementierung und Kompositaufbau mit Vollkeramikronen (^{IPS}Empress® 2) versorgt wurden, erzielten ROSENTRITT et al. (2004b) nach linearer Belastung mit vorheriger Kausimulation Werte von 340 N (min. 310 N; max. 445 N). Erhielten die Zähne eine Vollgusskrone (Remanium), wurden nach gleicher Belastung Werte von 425 N (Butz et al. 2001) bzw. 450 N (Heydecke et al. 2002) erreicht. Die Überlebensraten nach Kausimulation für den Titanstift von 93,8 % (Heydecke et al. 2002) und 94 % (Butz et al. 2001) sind ebenfalls vergleichbar, wobei in der vorliegenden Untersuchung keiner der Prüfkörper unter der Kausimulation versagte. Für den glasfaserverstärkten Kompositstift DP findet sich in der Literatur keine Untersuchung mit vergleichbarer Belastungsführung. Damit konnte unabhängig vom Stiftmaterial kein alterungsbedingter Abfall der Belastbarkeiten festgestellt werden.

6.9.2 Zyklische Belastung

Auch die zyklische Belastungsmethode führte in dieser Untersuchung nicht zu einer Verringerung der maximalen Belastungen. Für die erreichten maximalen Belastungen wurde kein Unterschied für das jeweilige Stiftmaterial im Vergleich zur Kausimulation gefunden. Der paarweise Gruppenvergleich nach zyklischer Belastung zeigte für die beiden Stiftmaterialien ebenfalls keinen signifikanten Unterschied. Nach STRAND et al. (1995) wurde mit der errechneten Variablen ‚kumulierte Kraft‘ die Zykluszahl berücksichtigt und damit, die bis zum Bruch applizierte Gesamtkraft verglichen. Auch für diese Variable konnte keine signifikant höhere Belastbarkeit für eines der beiden Stiftmaterialien bestimmt werden, wenngleich die Gruppe der glasfaserverstärkten Stifte (DC) tendenziell geringere Zykluszahlen aufwies.

Damit kann die Methode der zyklischen Belastungssteigerung nach vorheriger TWB hinsichtlich der Vergleichbarkeit zweier Stiftmaterialien als adäquate Belastungsmethode zur Kausimulation angenommen werden. Ob eine mögliche Auswirkung der unterschiedlichen Ermüdungsbelastungen auf die Belastungswerte durch die reduzierte Zyklenanzahl, die variable Kraftamplitude und die nicht simultan zur mechanischen Belastung durchgeführte thermische Wechselbadbelastung besteht, ist weiteren Untersuchungen vorbehalten. Inwieweit eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf In-vivo Bedingungen möglich ist, bleibt ebenfalls zu klären.

6.9.3 Vergleichende Wertung der Belastungsmethoden

Die Ergebnisse der Belastungsmethoden zeigen, dass materialbedingte Unterschiede für die maximale Belastbarkeit nach statischer Belastung zu Gunsten der Titanstifte interpretiert werden können, während nach dynamischer Belastung glasfaserverstärkte Kompositstifte vergleichbare Ergebnisse aufweisen. Es bleibt eine Beeinflussung bzw. Wechselwirkung der mechanischen Parameter der verwendeten Materialien durch bzw. mit der TWB und der zyklischen Belastung festzuhalten.

Eine Abnahme der mechanischen Eigenschaften nach TWB wurde für verschiedene Aufbaukomposite (Akisli et al. 2002) festgestellt. Für glasfaserverstärkte Kompositstifte wurde ein Einfluss der thermischen Wechselbad- und zyklischen Belastung belegt (Lassila et al. 2004). Sollte eine hydrolytische Schwächung möglich sein, führt sie durch die Desintegration der Fasern zu einem entsprechenden Anstieg der Belastung auf die Polymermatrix und folglich zu einer Abnahme der Biegefestigkeit um bis zu 18%. Die

erhöhte Elastizität hat eine Zunahme der Zugkräfte auf die Zement-Dentin-Grenze zur Folge, was wiederum zu einer Dezementierung des Stiftes und des Aufbaus führen könnte.

MANOCCI et al. (2001c) konnten hingegen zeigen, dass nach Versiegelung des zementierten Stiftes mit Komposit eine einjährige Wasserlagerung keinen Einfluss auf die Strukturfestigkeit der faserverstärkten Stifte hat und Biegefestigkeiten erreicht werden, die mit den gleichen Wurzelstiften nach entsprechender Lagerungszeit in trockener Umgebung erzielt werden. Nach einer TWB von 3000 Zyklen wurde zudem keine verringerte Retention adhäsiv zementierter glasfaserverstärkter Kompositstifte (LA) beobachtet (Purton et al. 2003).

Die Wasserlagerung bei konstanter Temperatur oder TWB ist ein oft verwendetes Verfahren, um Alterungsprozesse von adhäsiven Verbundsystemen zu simulieren. Beide Methoden werden als klinisch relevant angesehen (Bailey und Bennett 1988, Atta et al. 1990, Chang et al. 1993). Unter diesen Bedingungen werden klinisch relevante Parameter berücksichtigt, die unter In-vitro-Bedingungen in unterschiedlicher Ausprägung den Verbund verschiedener Adhäsivsysteme mit Keramiken beeinflussen können (Chang et al. 1993), wodurch ein vorzeitiges Versagen im Belastungstest verursacht werden könnte. Die Frakturfestigkeit von Keramiken wird neben dem Präparationsdesign, dem Befestigungszement, dem spezifischen keramischen Material und dessen Schichtstärke auch durch zyklische Belastung und TWB beeinflusst (Friedlander et al. 1990, Azer et al. 2001). Die größte Reduktion der Biegefestigkeit von Keramiken um bis zu 60 % wurde nach zyklischer Belastung festgestellt. Unter anderem wurde eine Lithiumdisilikatkeramik getestet (Drummond et al. 2000).

Andererseits ist die alleinige Lagerung in Wasser eine Ursache für das subkritische Versagen von Keramik unter Belastung. Das Phänomen der „statischen Ermüdung“ (Wiskott et al. 1995) in einer feuchten Umgebung wurde erstmals von SOUTHAN und JORGENSEN (1974) beschrieben. Dabei werden durch Wassermoleküle Siliziumhydroxidionen gebildet, wodurch Fehlstellen in der Glass- oder Keramikstruktur hinterlassen werden. Eine simulierte dreimonatige Alterung von Keramik in Wasser bei 37°C verringert die Biegefestigkeit um bis zu 17 % und die Frakturfestigkeit um bis zu 39 % (Drummond et al. 2000).

In der gesichteten Literatur finden sich lediglich zwei In-vitro-Untersuchungen die den Einfluss der Kausimulation auf die Belastbarkeit von restaurierten Frontzähnen evaluier-

ten. In einer vergleichenden In-vitro-Studie stellten HEYDECKE et al. (1999) keine signifikante Verringerung der maximalen Belastung durch eine vorherige Alterung von Frontzahnrekonstruktionen mit passiven Wurzelstiften fest. Die Parameter für die Kausimulation und die Belastungsmethode waren mit der vorliegenden Untersuchung identisch. Die ebenfalls adhäsiv zementierten konfektionierten Wurzelstifte (unter anderem ER-Titanstift) wurden mit einem Aufbaukomposit (ebenfalls CLEARFILTMCore) versorgt und anschließend überkront (Remanium). In der zweiten In-vitro-Studie von STRUB et al. (1998) wurde der Einfluss der Kausimulation auf die Frakturfestigkeit nach linear steigender Belastung an fünf verschiedenen Vollkeramikronensysteme mit oberen Frontzähnen untersucht. Die Autoren stellten eine signifikante Abnahme der Frakturfestigkeit nach dem Alterungsprozess fest. Bemerkenswert ist allerdings, dass die Medianwerte für die beiden Empresskeramiken (für Mal- und Schichttechnik) nach der Kausimulation höher waren (380 N bzw. 410 N) als ohne Alterung (340 N bzw. 345 N). Die Kausimulation führte vielmehr zu einer signifikant häufigeren Fraktur der Vollkeramikrone, was die Schlussfolgerung einer Schwächung des keramischen Materials begründet. Die erzielten Belastungswerte sind im Vergleich zur vorliegenden Untersuchung niedriger, aber dennoch vergleichbar. Die höheren Belastungswerte für den DP nach variabler Alterung (Kausimulation oder TWB) in der vorliegenden Untersuchung stehen in Kontrast zu der zu erwartenden strukturellen Schwächung nach Ermüdungsbelastung. Vielmehr muss für die lineare Belastungsuntersuchung ohne Alterung ein provoziertes Versagensmuster angenommen werden, welches sich von der Testung nach Kausimulation unterscheidet. Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Testung unter linearer Belastung werden von unbekanntem Variablen beeinflusst und die Korrelation zum klinischen Versagensmodus und Frakturlinienverlauf ist unbekannt (Kelly 1995).

Klinisches Versagen entspricht neben dem traumatisch bedingten einem Ermüdungsbruch, da die Reaktion des Zahnes auf dynamische Belastungen ein Ermüdungsverhalten ist. Die Frakturfestigkeit ist, als Neigung eines spröden Materials einem katastrophalen Risswachstum zu widerstehen, beschrieben (Lloyd 1982). Gemeint ist nicht die Widerstandsfähigkeit einer initialen Rissausbildung, sondern die instabile Ausbreitung (Risswachstum) eines existierenden Risses oder Defektes bis zum Versagen. Das Versagen in der klinischen Praxis ist meist mit Primärdefekten in Zonen großer Zug

- Druckspannungen assoziiert (Behr et al. 2000). Vor diesem Hintergrund können die dynamischen Belastungsmethoden als klinisch relevanter angesehen werden.

Die evaluierten Belastungsmethoden erlauben nach wie vor nur eine vergleichende Testung unter In-vitro-Bedingungen, die lediglich eine Wertung der Unterschiede zwischen den untersuchten Materialien zulässt. Um eine Vergleichbarkeit mit weiteren Untersuchungen zu gewährleisten, ist eine Standardisierung der Testmethoden zu fordern.

6.10 Einfluss der Steifigkeit des Stiftmaterials auf die Gesamtsteifigkeit

Die adhäsive Befestigung des Aufbaustiftes im Zahn sowie der Kronenrestauration mit einem Befestigungskomposit rekonstruiert den Zahn-Stift-Kronen-Komplex als kohäsive Einheit (Cormier et al. 2001). Durch den adhäsiven Verbund des Wurzelstiftes mit dem Stumpfaufbaumaterial und der Krone kann der restaurierte Zahn als lamellenartig aufgebautes Verbundsystem mit Materialien unterschiedlicher Steifigkeit angesehen werden. Der E-Modul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Stoffes, wobei die Steifigkeit mit dem E-Modul zunimmt. Grundsätzlich werden in einem Verbundsystem Kräfte von einem steiferen Material mit höherem E-Modul an das weniger steife Material mit niedrigerem E-Modul weitergegeben. Ein vergleichbares Prinzip wurde für das Zahn-Verbundsystem von CAPUTO und STANDLEE (1987) formuliert. So absorbiert das rigide Material oder die Krone mehr Kräfte und leitet diese zum weniger rigiden Material oder dem Zahn. Übertragen auf den Stift-Wurzelkomplex wird angenommen, dass es bei metallischen Wurzelstiften mit einem höheren E-Modul (Titan ca. 117 GPa) zur Spannungsübertragung an das Dentin mit geringerem E-Modul (20-25 GPa.) (Kinney et al. 2003) kommt. Dies kann wiederum Wurzelfrakturen zur Folge haben. Andererseits wurde in den letzten Jahren übereinstimmend die Annahme formuliert, dass die Stiftversorgung nicht zur Stabilisierung wurzelkanalbehandelter Zähne beiträgt. Vielmehr werden Wurzelstifte in einer Zone sich gegenseitig aufhebender Kräfte verankert und müssen nur minimale lateral angreifende Kräfte absorbieren (Assif und Gorfil 1994). Dieser Erkenntnis folgend, muss die zu absorbierende Kraft für den Wurzelstift, in Abhängigkeit seines Durchmessers, ebenfalls als sehr gering eingeschätzt werden.

Die Ergebnisse zeigen, dass der konstruierte E-Modul in allen Versuchsgruppen gleich ist. Demnach muss das Verhältnis zwischen Spannung (Kraft) und Dehnung unter Berücksichtigung der Länge und des Durchmessers als Resultat eines gleichen Materials interpretiert werden. Die verschiedenen Stiftmaterialien haben damit keinen Ein-

fluss auf die Steifigkeit des intakten Verbundsystems. Der absorbierte Stress ist vielmehr abhängig vom Ausmaß des Restdentins oder von der Haftfestigkeit bzw. Biegefestigkeit des Befestigungszementes. Wird die Dehngrenze eines dieser Materialien erreicht, kommt es nach plastischer Verformung zum Bruch und die Kraft wird auf den Stift übertragen. In diesem Moment absorbiert der Metallstift höhere Kräfte, während der Faserstift die Spannung an das Dentin weiterleitet. Damit sind höhere Belastbarkeiten der Titanaufbaustifte als ein Resultat der höheren Kraftabsorption nach initialem Versagen des Befestigungszementes zu interpretieren.

6.11 Einfluss des Stiftmaterials auf die Frakturmuster

Die Frakturmusteranalyse lässt einen materialabhängigen Zusammenhang für die verwendeten Stiftmaterialien erkennen. Für die Zähne der Titanstiftgruppen wurde als häufigstes Frakturmuster (63,3 %) eine schräge Wurzelfraktur im koronalen Wurzelviertel oberhalb des simulierten Limbus alveolaris beobachtet. Die Versuchsgruppen der Glasfaserstiftsysteme wiesen hingegen mit einer vergleichbaren Häufigkeit (61,7 %) eine Aufbaufraktur oberhalb der SZG auf.

Die geringere Inzidenz von Wurzelfrakturen für faserverstärkte Kompositstifte im Vergleich zu metallenen Wurzelstiften ist in Übereinstimmung mit anderen In-vitro-Studien unter klinischen Gesichtspunkten als vorteilhaft anzusehen (Martinez-Insua et al. 1998, Sirimai et al. 1999, Janssen und Hülsmann 2003). In einer retrospektiven, klinischen Studie konnten Ferrari et al. nach einem Beobachtungszeitraum von 4 Jahren (Ferrari et al. 2000c) bei Zähnen mit gegossenen Stiftstumpfaufbauten eine Überlebensrate von 84 % feststellen, wobei in 9 % der Fälle Wurzelfrakturen beobachtet wurden. Während dieser Versagensmodus bei Zähnen mit karbonfaserverstärkten Aufbaustiften nicht auftrat, zeigten 95 % dieser Zähne einen klinischen Erfolg. Die klinische Überlegenheit der faserverstärkten Aufbaustifte muss vor dem Hintergrund der Verwendung unterschiedlicher Befestigungszemente (Metallstift mit Zinkoxidphosphatzement, Karbonfaserstift mit Befestigungskomposit) kritisch beurteilt werden, da dem Befestigungskomposit selbst eine stabilisierende Wirkung zugeschrieben wird (Schwartz et al. 2004).

Durch den Biegeprozess wird die der Kraftquelle zugewandte Seite gedehnt, während die kraftabgewandte Seite gestaucht wird. Im Zentrum hat der Zahn seine ur-

sprüngliche Länge (neutrale Faser) beibehalten. Ausgehend von der neutralen Faser erhöht sich die Spannung zur Peripherie. Die schwächste Stelle im Kronen-Stift-Wurzel-Verbundsystem ist die Dentin-Zementgrenze, welche somit in der Regel Ausgangspunkt für eine Fraktur sein wird (Paschal JE Jr 1995, Mannocci et al. 2001b). Die eigenen Beobachtungen bestätigen diese Annahmen. Mit Ausnahme der Wurzelquerfrakturen zeigten alle Zähne Frakturen mit Beteiligung der palatinalen Zementfuge. Bei einem Vergrößerungsfaktor von 2,5 wurden mit einer Lupenbrille verbliebene Reste von Befestigungszement an der Vollkeramikkrone beobachtet. Somit scheint in Übereinstimmung mit den Untersuchungen von STRUB und Bechnidt (1998) der Haftverbund des Befestigungskomposites zum Dentin geringer als zum keramischen Material der Krone zu sein. Gleiches gilt für den Haftverbund zum Schmelz. Die Präparationsgrenzen wurden derart gestaltet, dass ein zirkuläres Schmelzband erhalten blieb. Der im Vergleich zur Vollkeramikkrone geringere Haftverbund ist mit dem aprismatischen Charakter dieser zervikalen Schmelzareale zu begründen. Die geringere Auflösung durch konditionierende Säuren im Gegensatz zu den prismatischen Bereichen des mittleren koronalen Schmelzes wird als Ursache für die signifikant geringeren Haftwerte angesehen (Shimada et al. 2002).

Die materialabhängigen Frakturmuster sind vermutlich Ausdruck des unterschiedlichen Risswachstums nach initialem Versagen. Demnach ist für die Charakteristik der Spannungsverteilung erst in dieser Situation das zum Dentin unterschiedliche elastische Formverhalten der verschiedenen Aufbaustiftmaterialien von ausschlaggebender Bedeutung. Der Verbund von Materialien mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften erzeugt hohe Spannungskonzentrationen an den jeweiligen Grenzflächen, sobald das System belastet wird. Diese Konzentrationen werden umso kritischer, je größer die Unterschiede zwischen den beiden Materialien sind (Prisco et al. 2003). Das spezifische elastische Verhalten des Dentins entspricht dem eines anisotropen Festkörpers. Sind die Feder- bzw. Bindekräfte in einem Festkörper in allen Raumrichtungen nicht gleich groß, so spricht man von einem anisotropen Festkörper. Das Dentin zeigt komplexe Spannungsmomente mit einer Abhängigkeit der Biegung (E-Modul) vom Kraftangriffswinkel (Kinney et al. 2003). Für faserverstärkte Kompositstifte wurde eine vergleichbare Abhängigkeit der Modulwerte vom Kraftangriffswinkel zur Faserlängsrichtung beschrieben (Ferrari und Scotti 2002d). Dies könnte eine Erklärung für eine mögli-

che Verringerung der Spannungsbelastung auf die Dentin-Zementschicht unter klinischer Ermüdungsbelastung sein.

Bei der auftretenden Belastungsrichtung ist davon auszugehen, dass nach dem Überschreiten der Haftfestigkeit des Zementes (nach initialem Versagen) in Kombination mit einer gewissen Eigenelastizität des Zahnes zunächst eine Rotation des Kronen-Aufbau-Stift Komplexes nach labial eintritt. Der Rotationsbewegung wirkt eine Klemmwirkung der palatinalen Zahnschubstanz, welche durch die Krone gefasst wird, entgegen. Überschreitet bei weiterem Kraftanstieg die Biegemomentenspannung die Bruchfestigkeit der Zahnhartsubstanz, so kommt es zur Fraktur. Bei Fraktur der Dentinmanschette ergibt sich ein Frakturlinienverlauf mit Umgehung des Aufbaustiftes, wobei der Limbus alveolaris als Hypomochlion wirkt (Kategorie C).

In der vorliegenden Untersuchung ergab der Vergleich der Frakturmuster eine signifikante Abhängigkeit der klinisch relevanten Frakturmuster von der Belastungsmethode. Für die Methode der linear steigenden Belastung nach Kausimulation ist eine signifikante Häufung von Frakturen unterhalb des Limbus alveolaris festzustellen. Sämtliche dieser Frakturmuster entfallen auf die Titanstiftgruppen (7 = 58,3 % von Gesamt).

Rasterelektronische Untersuchungen von ROSENTRITT et al (2004a, 2004b) an endodontisch aufbereiteten, oberen mittleren Frontzähnen nach adhäsiver Rekonstruktion mit konfektionierten Aufbaustiften und Vollkeramikronen zeigen, dass die Randqualität nach Kausimulation signifikant verschlechtert ist. Die Ausbildung von Randspalten an der Zement-Kronen Grenzfläche war im Gegensatz zu dem glasfaserverstärkten Kompositstift (Vectris, Ivoclar-Vivadent) für den Titanstift (ER-Titan, Komet) am größten.

Die Desintegration der Zementschicht im Sinne eines Ermüdungsversagens während der Kausimulation kann zur Stiftlockerung führen und hat eine zunehmende Kraftaufnahme durch den Stift zur Folge. Infolgedessen ist das Rotationszentrum nun innerhalb des Aufbaustiftes. Über den rigideren Titanstift wird die Spannung in apikale Wurzelbereiche geleitet. Die Wurzelquerfrakturen sind somit Ausdruck der Spannungskonzentration im Wurzelzement. Wahrscheinlich ist diese spezifische Versagenssituation der Moment, in dem die Rigidität des Aufbaustiftes zum Tragen kommt. Steifere Stifte werden höhere Gesamtbelastbarkeiten bewirken und ein katastrophales Versagensmuster verursachen.

Eine Vergleichbarkeit der Frakturmodi mit anderen In-vitro-Untersuchungen ist aufgrund der Methodenabhängigkeit schwierig. Neben der Art der Belastungsführung beo-

bachteten COMIER et al. (2001) Frakturmuster unterschiedlicher Art für die verschiedenen Stadien der Zahnrekonstruktion und stellten eine Abhängigkeit des Versagensmodus vom Versorgungsgrad und der Belastungsmethode fest.

Eine wichtige Fragestellung ist die Möglichkeit einer erneuten Versorgbarkeit nach einem klinischen Versagen der Restauration. Als klinisches Versagemuster ist die Wurzelfraktur, Stift-Aufbaufraktur, Stiftdezementierung, Adhäsivversagen des Befestigungszementes oder eine Kombination dieser Ereignisse aufzuführen.

Für die in dieser Studie verwendeten konfektionierten Aufbaustifte war im Gegensatz zu anderen Untersuchungen keine Stiftfraktur festzustellen.

Die Frakturmuster koronal des Limbus alveolaris ermöglichen bei intakter Wurzel einen erneuten Aufbau der Zähne (Fokkinga et al. 2004), wobei ein zirkuläres Ferrule-Design gegebenenfalls nach chirurgischer Kronenverlängerung oder kieferorthopädischer Extrusion ermöglicht werden kann. Aktuelle Untersuchungen von NAUMANN et al. (2006) konnten zeigen, dass im Falle einer adhäsiven Stift-Aufbau Versorgung und vollkeramischer Überkronung vergleichbare Belastungswerte auch bei unvollständigem Ferrule-Design erreicht werden. In Übereinstimmung der Ergebnisse anderer In-vitro-Studien mit vergleichbarem Studiendesign (Tabelle 2-3) ist der Anteil der klinisch günstigen, d. h. wiederversorgbaren Frakturmuster, für die Glasfaserstifte höher, während alle Frakturmuster mit klinisch infauster Prognose (tiefe Wurzelquerfraktur) ausschließlich für die Titanstiftversorgungen beobachtet worden sind.

Die Relation dieser Frakturmuster zum klinischen Versagensmodus ist ungewiss oder unbekannt (Kelly 1995, Kelly 1999). Nach dem Versagen der palatinalen Zementfuge wird die Ausbildung der Frakturmuster maßgeblich vom Verhalten des Aufbaustiftes unter dem stetigen Kraftvorschub des Querhauptes (Traverse) bestimmt. Eine Situation die klinisch nicht auftritt. Des Weiteren zeigen Untersuchungen von MORGANO und MILOT (Morgano und Milot 1993) unterschiedliche Frakturmodi zwischen extrahierten Zähnen und Zähnen in vivo.

Zahnfrakturen werden hauptsächlich durch eine plötzlich hohe Kraft beim Beißen auf harte Objekte oder durch einen unkontrollierten antagonistischen Zahnkontakt verursacht (Burke und Watts 1994). Im Frontzahnbereich wurden mittlere maximale Kaukräfte von 140 N (Coca und Schwickerath 1987) ermittelt. PAPHANGKORAKIT und OSBORN (1997) ermittelten Kräfte von 90 – 370 N und damit deutlich höhere maximale Kaukräfte für das Frontzahnsegment bei männlichen Probanden. Der Vergleich der er-

mittelten Belastungsmaxima mit der maximalen physiologischen Kaubelastung oberer Frontzähne ermöglicht die Wertung der In-vitro-Ergebnisse zu einer klinisch relevanten Grenzbelastung. Insgesamt war das erreichte Belastungsmaximum bei 86 Zähnen (65,2 %) über 400 N. Zu vergleichbaren Ergebnissen kamen JANSSEN und HÜLSMANN (2003) die mit einer ähnlichen Versuchsanordnung und Belastungsführung für 70 % der Zähne bei 400 N kein Versagen feststellten. Der Anteil infauster Frakturmuster stieg oberhalb dieser Grenzbelastung deutlich an.