

5. Diskussion

5.1. Klinische Relevanz von In-vitro-Untersuchungen

Zahnmedizinische Materialien müssen vor ihrem Einsatz im klinischen Bereich hinsichtlich der an sie gestellten Anforderungen in Laborversuchen überprüft werden.

Vielfach werden hierfür Druck-, Zug- und Biegeprüfungen nach definierten DIN- oder ISO-Normen in In-vitro-Untersuchungen vorgenommen, um biomechanische Eigenschaften dentaler Werkstoffe festzustellen [43].

Durch zusätzliche künstliche Alterung der Materialien können - im Vergleich zu Untersuchungen mit nur einmaliger Belastung - sowohl bessere klinische Bezüge, als auch eine bessere Prognose auf das Langzeitverhalten der Werkstoffe in vivo erreicht werden [30, 31, 48, 93, 94, 163].

So wird durch Temperaturlastwechsel in unterschiedlich temperierten Wasserbädern eine Simulation der wechselnden Temperaturbedingungen in der Mundhöhle vorgenommen [48, 128]. Der anschließende Vergleich mit Ergebnissen aus anderen In-vitro-Untersuchungen sowie mit herkömmlichen Werkstoffen lassen kritische Beurteilungen bezüglich ihres Verhaltens in vivo zu.

Laboruntersuchungen ermöglichen eine Abschätzung der klinischen Eignung von Materialien und geben Hinweise auf mögliche Schwachstellen. Es darf aber nicht übersehen werden, dass es sich nur um die Simulationen eines Teils der mannigfaltigen, real auftretenden Belastungen in der Mundhöhle handelt [9, 48] und letztlich nur die klinische Erprobung selbst den dauerhaften Erfolg oder Misserfolg in der Anwendung bestimmter Restaurationsmaterialien mit endgültiger Sicherheit zeigen kann.

5.2. Zahnmaterial und dessen Lagerung

Die individuell unterschiedliche Dimensionierung und Morphologie von extrahierten Frontzähnen, ihre Variation in Kalzifizierung und Wassergehalt sowie bereits existierende Mikrorisse in der Zahnhartsubstanz stellen für In-vitro-Versuche ein großes Problem der Reproduzierbarkeit und Signifikanzableitung dar [61, 87, 99].

Daher wurden von SCHMEIßNER (1983) und MILOT (1992) Untersuchungen anhand künstlicher Zähne durchgeführt [49, 112]. Die Verwendung künstlicher Zähne soll eine bessere Reproduzierbarkeit der Ausgangssituation ermöglichen und Fehler, bedingt durch unterschiedliche Materialqualitäten, ausschließen [49]. Ein großer Nachteil künstlicher Proben ist aber ihre noch eingeschränktere Übertragbarkeit auf die klinische Situation im Vergleich zu natürlichen Zahnproben [112, 119]. Die Interaktion von Zahnmikrostruktur und unterschiedlichen Befestigungsmaterialien ist, insbesondere bei der Anwendung von Adhäsivsystemen, ein wichtiger Faktor für die Haltbarkeit von Stiftstumpfaufbausystemen und deren Versagensart [94, 102]. Ebenso sind biomechanische Eigenschaften und Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnproben entscheidend für Frakturuntersuchungen an Zahnprobenkörpern, die durch Temperaturlastwechsel künstlich gealtert werden [57]. Daher wurden in vorliegender Studie wie auch in einem überwiegenden Teil anderer Studien extrahierte obere Frontzähne für Untersuchungen an Stiftstumpfaufbauten verwendet [2, 9, 80, 119, 128]. Die Größe der Untersuchungsgruppen wurde nicht wie sonst üblich auf 10 [2, 41, 111, 119, 165], sondern auf 20 Probenkörper festgelegt, sodass Wertestreuungen auf die statistische Signifikanz der Ergebnisse einen geringeren Einfluss nehmen [61].

Zur Auswirkung von Lagerungsmedien auf natürliche Zahnproben liegen zahlreiche Untersuchungen vor. RETIEF (1989) und DEWALD (1994), die die Haftkraft zwischen Kunststoffen und Dentin durch Lagerung in unterschiedlichen Medien testeten, erhielten keine signifikanten Unterschiede. Ebenso zeigten andere, dass die Dentinpermeabilität durch verschiedene Lagerungsmedien nicht verändert wird [53, 113]. Lediglich GOODIS et al. (1993) stellten eine Verminderung der Permeabilität bezüglich der Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung fest; eine Keimbesiedelung des Lagerungsme-

diums und der Zähne in physiologischer Kochsalzlösung [80, 111, 148] oder in destilliertem Wasser [101, 143, 157] kann nicht grundsätzlich vermieden werden.

Deswegen wurden in der vorliegenden Arbeit die Zahnproben bis zur Weiterverarbeitung in 0,1 % Thymollösung bei Raumtemperatur aufbewahrt [61, 62, 119, 147], sodass sowohl das Austrocknen der Zähne als auch eine Verkeimung des Lagerungsmediums verhindert wurden.

5.3. Kritik an der Methodik

5.3.1. Probeneinbettung

Auf eine bewegliche Lagerung der Versuchsstümpfe durch die Simulation eines Periodontiums musste in dieser Studie verzichtet werden, um eine Standardisierung der Zahnpräparationen vornehmen zu können. Die Zähne wurden daher direkt in Kunststoffblöcken fixiert [79]. Die schrittweise Einbettung fand nach Vorbohrung der Wurzelkanäle über ein Parallelfräsgerät (Parallelfräsgerät F1, Degussa, Hanau) statt, sodass alle Zähne mit ihrer Kanalbohrung senkrecht zur Tischebene standen. Dies garantierte eine spätere einheitliche Belastung aller Zähne in einem 45° Winkel zur Stiftlängsachse. Im ersten Schritt wurde zunächst auf eine Teilhöhe von 8,0 mm eingebettet, um mit Hilfe des Parallelfräsgerätes alle Zahnwurzeln auf einen standardisierten Wurzeldurchmesser von 6,0 mm zu beschleifen. In einem zweiten Schritt wurden alle Zähne bis 2,0 mm unterhalb ihres theoretischen Kronenrandes für die Bruchlastuntersuchungen eingebettet. Der Kunststoff, der den Knochen simulierte, sollte somit den physiologischen Abstand der definitiven Restauration zum krestalen Knochen angeben [7, 47, 68, 106].

5.3.2. Zahnpräparation und Stiftstumpaufbau-Dimensionierung

Die weitere Präparation der Zahnproben erfolgte unter Beachtung geltender Präparationsanforderungen und wird in Abb. 3.6 wiedergegeben. Durch die exakte Vorgabe der Dimensionierungen von Wurzeln und Stiftstumpaufbauten konnte ein Vergleich aller Stiftsysteme untereinander und ein Bezug auf das unterschiedliche klinische Verhalten der Stiftsysteme unabhängig von den Zahnvariationen vollzogen werden.

Um eine Vorgabe für die Präparation zu erhalten, wurden Ergebnisse verschiedener Untersuchungen [51, 98, 111, 146, 154, 98] kritisch gegenübergestellt. Resultierend wurde eine Stiftlänge von 8,0 mm (+ 2,0 mm Kanalinlay) gewählt, sodass eine Restwurzellänge von 5,0 mm verblieb. Dies entspricht auch NEAGLEY [110], der 8,0 mm Stiftlänge mit einer endodontischen Restfüllung von 4,0 – 5,0 mm im Frontzahnbereich als ideal definiert. Eine Kastenpräparation mit 2,0 mm Tiefe und 3,0 mm Länge in palato-oraler Richtung sowie eine koronale Restdentinhöhe von 1,0 mm wurden angefertigt [87, 112, 119, 143]. SORENSEN und ENGELMAN [144] empfahlen eine reifartige, 1,0 mm tiefe Umfassung von verbliebener koronaler Zahnschubstanz durch die definitive Kronenversorgung. Diese Umfassung erhöht die Widerstandskraft von Zähnen signifikant [4, 59, 88]. Da in vorliegender Untersuchung zunächst das Verhalten der unterschiedlichen Stiftsysteme deutlich werden sollte, ist auf eine Kronenversorgung verzichtet worden [4, 124]. Eine Zahnkronen-Resthöhe von 1,0 mm wurde festgelegt, um Untersuchungen mit Kronenversorgung anschließen zu können und um eine Vergleichbarkeit mit anderen Bruchuntersuchungen zu erhalten; denn für die Versagensart und Widerstandskraft eines Stiftstumpaufbaus ist die Länge des Kraftarmes im Verhältnis zum Lastarm entscheidend [63, 119, 146].

Eine Hohlkehlpräparation zur Aufnahme einer Kronenversorgung wurde bewusst unterlassen, um eventuell resultierende Ungenauigkeiten durch weitere Präparation der Stümpfe auszuschließen. Da natürliches Zahnmaterial bereits in vivo Mikrorisse enthalten kann und durch das Beschleifen der Substanz trotz Wasserkühlung weitere Risse entstehen können, wurden im Anschluss an die Präparationen alle Zähne unter dem Mikroskop untersucht.

5.3.3. Zementierung

Ein anderer wichtiger Faktor für die erfolgreiche Versorgung mit einem Stiftstumpfaufbau ist die Art der Befestigung im Kanallumen. In vorliegender Arbeit wurden alle Stifte mit Ausnahme der Karbonfaserstifte des Karb*/PanF-Systems nach Herstellerangaben behandelt und in den Wurzelkanälen befestigt. In der Literatur gibt es nur wenige und widersprüchliche Angaben darüber, ob eine Oberflächenanrauhung der Faserstifte sich begünstigend auf ihr Verhalten *in vitro* auswirkt [28, 161]. Daher wurden im System Karb*/PanF die Karbonfaserstifte Mirafit black der Firma Hager&Werken vor dem Einsetzen in den Wurzelkanal mit Korund abgestrahlt; in dem Karb/PanF-Stiftsystem wurden gleiche Stifte ohne Oberflächenmodifikation eingesetzt.

Auf ein Studiendesign mit makroskopischen Einkerbungen im Stiftpfkbereich wurde in vorliegender Arbeit verzichtet, da sich hier zwar die Retentionswerte für den Aufbau erhöhen würden, aber ein massiver Eingriff in die Bruchstabilität des Stiftes vorgenommen würde, wie in Untersuchungen von LOVE und PURTON (1996) festgestellt wurde.

5.4. Künstliche Alterung

Durch Temperaturwechsel wurde in vorliegender Untersuchung eine künstliche Alterung aller Zahnproben vorgenommen. In der Mundhöhle entstehen individuell sehr unterschiedliche Temperaturbelastungen durch Nahrungsaufnahme [48, 118a], die hierdurch simuliert werden sollen. Nach klinischen Untersuchungen kann eine Maximaltemperatur von 55–60 °C und eine Minimaltemperatur von 0–5 °C für Nahrungsmittel und Getränke angenommen werden, die noch als komfortabel im Mund empfunden werden [112a, 118a], sodass zur Temperaturbelastung der Proben in vorliegender Untersuchung Wasserbäder mit 5 °C und 55 °C gewählt wurden [57, 62, 64, 128]. Diese Werte entsprechen ebenfalls den ermittelten Medianwerten einer Literaturrecherche über 130 Versuche mit künstlicher Alterung durch Temperaturwechsel [48].

5.5. Bruchbelastungsprüfung

Alle Prüfkörper wurden im Winkel von 135° zur Zahnlängsachse belastet, wobei direkt auf der inzisoralen Kante des Aufbaus der Kraftangriffspunkt lag (Abb. 3.12).

Dieser Winkel liegt in einem Größenbereich, der auch von zahlreichen anderen Autoren gewählt wurde [3, 21, 87, 95, 112, 128, 168] und der der klinischen Situation nahe kommt [15, 96]. Insofern scheint die Versuchsanordnung praxisnah und ist in ihrer Aussagekraft direkt auf die Festigkeit der Restauration im Munde übertragbar.

Die Belastungsgeschwindigkeit wird ebenfalls in der Literatur sehr unterschiedlich angegeben. Einige Autoren wählten relativ langsame Kraftsteigerungen von 0,5 mm/min [21, 102, 112, 143]. Andere wählten Belastungsgeschwindigkeiten von mehr als 10,0 mm/min [79, 87, 95, 105, 138]. Dazwischen liegen Studien mit Belastungsgeschwindigkeiten von 1,0 bis 3,0 mm/min [2, 119, 124, 128].

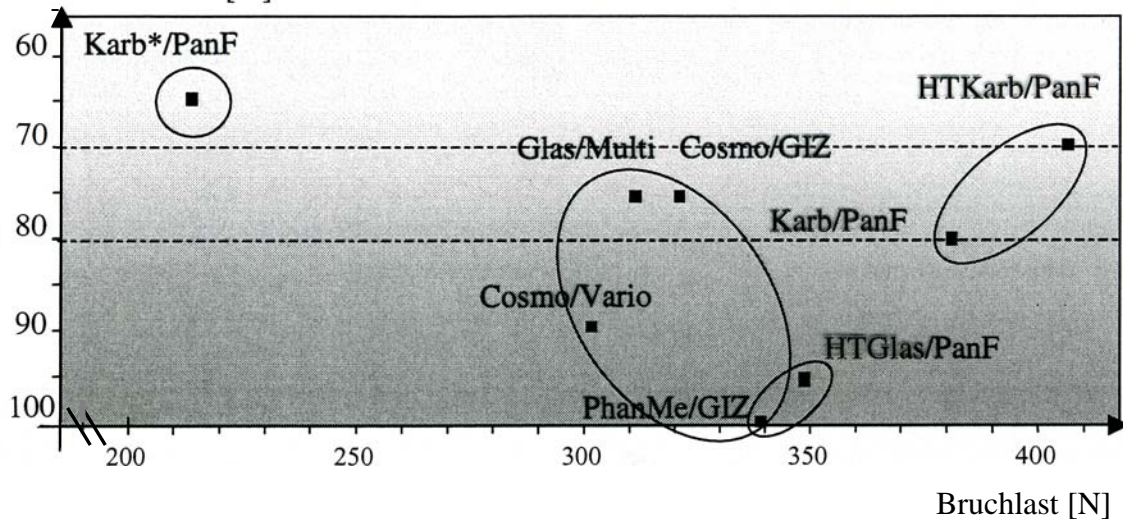
Es ist sicherlich nicht abzustreiten, dass auch die Belastungsgeschwindigkeit in Bruchbelastungstests für stiftaufbauversorgte Frontzähne eine relevante Rolle spielen.

ESPEVIK (1978) zeigte in Untersuchungen, dass bei langsamerer Belastung pro Zeiteinheit Prüfkörper die Möglichkeit einer größeren plastischen Deformation erhalten und dadurch auch höhere Widerstandswerte erreicht werden können, als bei schnell ansteigender Belastung. Fraglich ist, ob bei geringen Unterschieden der Belastungsgeschwindigkeit dies zum Tragen kommt und ob die volle plastische Deformation in vivo realistisch ist. TYAS (2001) empfiehlt eine Belastungsspanne von 0,5 bis 5,0 mm/min, in der Versuchsaufbauten für Bruchversuche rangieren sollten, sodass in der vorliegenden Studie mit 3,0 mm/min ein in dieser Spanne liegender anerkannter Kraftgeschwindigkeitswert gewählt wurde, der auch mit Werten anderer Studien vergleichbar ist.

5.6. Diskussion der Ergebnisse

Bei Betrachtung der erzielten Bruchlastwerte ist eine Abstufung der Mittelwerte zu erkennen (Abb. 5.1, Tab. 5.1).

Wurzelfrakturen [%]



Systeme in unterschiedlichen Kreisen unterscheiden sich signifikant ($p < 0,05$).

Abb.5.1: Zusammenhang zwischen Bruchlast und Wurzelbruchrate

Tab. 5.1 Staffelung der Bruchlastwerte

Abkürzung des Systems	Bruchlast [N]	Statistik*
Karb*/PanF	213,8 ± 27,4	A
Cosmo/Vario	302,4 ± 76,1	B
Glas/Multi	310,0 ± 45,9	B
Cosmo/GIZ	321,5 ± 56,3	B
PhanMe/GIZ	339,9 ± 74,7	B und C
HTGlas/PanF	348,8 ± 29,1	C
Karb/PanF	382,3 ± 47,6	D
HTKarb/PanF	407,0 ± 62,2	D

*= Stiftsysteme mit gleichen Buchstaben in der Statistik unterscheiden sich nicht. Die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt $p < 0,05$.

Angefangen bei den geringsten Bruchlasten steht an erster Stelle das System der oberflächlich angerauten Karbonfaserstifte (Karb*/PanF). Anschließend folgen in aufsteigender Reihenfolge das Keramikstift-System Cosmo/Vario, das Glasfaserstift-System Glas/Multi, mit Ketac-Cem befestigte Keramikstifte (System Cosmo/GIZ), anschließend die ebenfalls mit Glasionomermertement befestigten Metallgussstifte (PhanMe/GIZ), das System HTGlas/PanF mit den HT Cytec blanco Stiften, System Karb/PanF mit Mirafit black Stiften und schließlich das System HTKarb/PanF mit high tensile Karbonfaserstift HT Cytec carbon. Die Rate der Wurzelfrakturen der untersuchten Stiftsysteme staffelt sich wie in Abb.5.1 dargestellt.

Im Folgenden werden die Vergleichbarkeit der Versuchsergebnisse mit anderen Untersuchungen und die Gegenüberstellung der Ergebnisse dargestellt. Die Diskussion von Frakturlastwerten und Frakturqualitäten findet im Zusammenhang statt.

5.6.1. Diskussion des Metallstift-Vergleichssystems

Um standardisierte Proben für eine deutlichere Gegenüberstellung der Stiftsysteme zu erhalten, wurde in vorliegender Arbeit ein Beschleifen der Zahnaußenform vorgenommen. Trotz genauester Kontrollen unter dem Mikroskop hätten Mikrorisse in der Zahnstruktur vorhanden gewesen sein können, die durch die künstliche Alterung in den verschiedenen Wasserbädern verstärkt worden wären. Zusätzlich ist mit einer Stabilitätsminderung der Zähne durch das Beschleifen des Zementmantels zu rechnen gewesen. Werden aber die Bruchlasten des Vergleichssystems PhanMe/GIZ (340 N) denen anderer Untersuchungen gegenübergestellt, sind trotz des zusätzlichen Beschleifens keine relevanten Unterschiede festzustellen. ROSENTRITT [128] erhielt für Goldguss-Stiftaufbauten einen mittleren Widerstandswert von 250 N, SIRIAMI [143] erhielt einen Mittelwert von 288,6 N für gegossenen Stiftstumpfaufbauten und für Titanstifte mit Kompositaufbau einen Wert von 254,7 N. OTTL [112], der ebenfalls Phantom-Metall für Aufbauten angussfähiger Stifte benutzte, erhielt Mittelwerte von 240 bis 300 N. Lediglich PLEIMS [119] erhielten Bruchlastwerte von 519 N; sie führten allerdings keine künstliche Alterung der Zahnproben durch.

Auch die Wurzelfrakturnrate von 100 % in dem Stiftsystem PhanMe/GIZ entspricht vergleichbaren Untersuchungen [2, 95, 119, 132, 143] und wird durch die hohe Steifigkeit von gegossenen Stiftstumpfaufbauten mit gleichzeitiger Duktilität des Materials erklärt [118]. Da der E-Modul sowie die Härte und Dehngrenze des Phantom-Metalls denen von hochgoldhaltigen Legierungen weitestgehend gleichen [97] sind in vorliegender Untersuchung gleiche Bruchwerte und Qualitäten aufgetreten.

Die Ergebnisse des PhanMe/GIZ Systems sind folglich auf Stiftversorgungen aus mundbeständigen Edelmetall- und Nichtelegierungen übertragbar, und ein Vergleich der Stiftsysteme miteinander und mit anderen Untersuchungen ist möglich.

5.6.2. Diskussion der Keramikstift-Systeme

Die Keramikstiftsysteme (Cosmo/GIZ, Cosmo/Vario) und PhanMe/GIZ zeigen keine signifikanten Unterschiede in ihren Bruchlastwerten (Tab.5.1). Es ist also eine deutliche Besserung der Bruchfestigkeiten keramischer Stifte, bedingt durch die höheren Biegebruchfestigkeiten und Risszähigkeiten der Zirkonoxidkeramik gegenüber herkömmlichen Keramiken wie zum Beispiel In-Ceram, erkennbar [119]. In-vitro-Tests und klinische Studien unterstützen diese Ergebnisse [126, 128].

Die – im Vergleich mit den metallischen Stiften – geringere Wurzelbruchrate und die allein in den Keramiksystemen aufgetretenen Stiftbrüche liegen ebenfalls in den Materialcharakteristika von Keramiken begründet. Sie sind nicht wie Metalle nach elastischer Dehnung durch Duktilität weiter belastbar, sondern zeigen plötzliche Sprödbrüche bei Erreichen ihrer geringen maximalen elastischen Dehnung. Somit ist in den ComoPost Systemen der Stiftstumpfaufbau und nicht - wie in dem metallischen Vergleichssystem - der Zahn Ursache eines Bruchversagens.

Untereinander unterscheiden sich die Keramikstift-Systeme lediglich hinsichtlich des verwendeten Zementes. Bei adhäsiver Befestigung liegen die Frakturlastwerte im Durchschnitt etwas niedriger. Der Unterschied ist aber so gering, dass sich statistisch keine Signifikanzen ergeben. Die Wurzelfrakturnrate (WFR) ist jedoch bei adhäsiver

Befestigung höher (WFR: Cosmo/Vario= 90 %, Cosmo/GIZ= 79 %) und auch der Anteil an Stiftbrüchen ist größer (Cosmo/Vario= 44 %, Cosmo/GIZ= 33 %).

In der Literatur werden vielfach die Kompositzemente favorisiert, da sie über Adhäsivsysteme gute Verbundeigenschaften zum Dentin erhalten [102, 142, 148]. Kompositzemente können aufgrund ihrer Zusammensetzung und der daraus resultierenden Eigenschaften (hydrophob, anorganisch, Fließfähigkeit) ohne vorherige Konditionierung keine ausreichende Verbindung zu Dentinoberflächen erhalten. Sie benötigen amphiphile Mediatoren, die in die feuchte Dentinoberfläche einlagern und diese zur Aufnahme des Komposit-Befestigungsmaterials vorbereiten. Ein Problem dabei ist der schlecht kontrollierbarer Einsatz in Wurzelkanälen [40, 41], da die Konditionierung der Wurzelkanalflächen bis in den apikalen Bereich nicht überprüfbar ist und die nötige mikromechanische Haftung über die Hybridschicht in den Dentintubuli eventuell nicht ausreichend gegeben ist [41, 42]. Ein weiterer Nachteil ist ihre durch Polymerisationsschrumpfung ausgelöste Spannung, die der Haftung am Dentin entgegenwirkt [121].

Glasionomerzemente hingegen sind hydrophil und gehen chemische Bindungen zum Dentin ein [100, 101]. Verschiedene Studien zeigten, dass Glasionomerzement nach Wasserlagerung zunächst an Festigkeit, bedingt durch Hydratation von Metall – Carboxylat Gruppen zunimmt [11, 121]. Durch Wasseraufnahme kann in vorliegender Untersuchung eine Stabilisierung des Stiftsystems und des Zahnes, ähnlich einer Verkeilung gegeneinander und gegen die Halterung des Zahnes, entstanden sein. Durch Zementvolumenzunahme findet eine gleichmäßigere Kraftübertragung auf die Wurzel statt. Daraus resultieren höhere Bruchwerte mit geringerer Zahl an Wurzelbrüchen. Die darauf folgende Schwachstelle ist entweder der Aufbau oder der Verbund zwischen Aufbau und Zahn, sodass in dem Stiftsystem Cosmo/GIZ sich mehr Aufbauten bei tendenziell höheren Bruchlasten vom Zahn lösten oder frakturierten als in dem Cosmo/Vario System.

Ein anderer Erklärungsversuch der Wurzelbruchraten leitet sich aus den unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten der Materialien ab. Kompositmaterialien besitzen einen deutlich höheren thermischen Expansionskoeffizienten als Dentin und als der CosmoPost-Stift, sodass durch die Temperaturwechselbäder der vorliegenden Untersuchung möglicherweise bereits vor der Bruchbelastung Verbundmängel in dem Cosmo/Vario System entstanden. Die festgestellten Wurzelbrüche bei statistisch glei-

cher Bruchlast belegen diese Annahme und sind auf die ungleichmäßige Kraftverteilung mit einzelnen lokalen Kraftspitzen zurückzuführen [128].

Brüche der Keramikstifte direkt unter dem Kanalinlay wurden ebenfalls in der Literatur beschrieben [119, 128,]. Es wurde vermutet, dass der durch Yttriumoxid in seiner kleineren Kristallform teilstabilisierte Zirkondioxidstift durch den Anpressvorgang des Empress-Rohlings wieder in seine größere Kristallform zurück springt und eine Verschlechterung seiner mechanischen Eigenschaften dadurch erfährt [34]. Dies konnte aber in In-vitro-Untersuchungen widerlegt werden [44, 74]. So müssen auch die folgenden möglichen Ursachen für diese speziellen Brüche diskutiert werden:

In vorliegendem Fall liegt die Kastenpräparation 1,0 mm über der Knochensimulation. Wird nun eine Scherkraft von palatinal an der Inzisalkante eingeleitet, entstehen Zugbelastungen zwischen der Verbindung von Aufbau und Zahnoberfläche. Diese Verbundfläche wurde oft als schwächstes Systemglied vermutet [27, 123, 124, 128] und auch in vorliegender Untersuchung zeigten sich hier in höherer Anzahl Verbundschwächen (Kap.4.2.). Gibt diese Haftung nach, leitet sich der Zug weiter auf die Anpressstelle zwischen Aufbau und Stift und der Druck auf der nicht durch die Knochensimulation gestützten vestibulären Zahnfläche erhöht sich. Da der Zahn im Bereich der Einbettung eine „Schienung“ erfährt, liegt die Belastungsachse oberhalb der marginalen Knochensimulation. Eine höhere Biegedehnung tritt dann genau an der oralen Ansatzstelle zwischen Stift und Aufbau auf. Zusätzlich wird durch die Durchmesserverkleinerung des Stiftstumpaufbaus an dieser Stelle ein Bruch begünstigt. Hierin könnte die Ursache für die Frakturen der Zirkonoxidkeramik-Stifte in diesem Bereich liegen.

Weiterhin deckt sich dies mit der Hypothese, dass in dem Cosmo/Vario-System bereits durch die Temperaturlastwechsel eine geringere Verbundhaftung zwischen Zahn und Stiftstumpaufbau entstanden ist. So brachen durch vermehrte Zugbeanspruchung mehr Stifte unterhalb ihres Kanalinlays in dem System Cosmo/Vario.

ROSENTRITT (2000) kommt zudem in einer Veröffentlichung zu dem Ergebnis, dass durch eine Kastenpräparation Kanten in der Keramikrestauration entstehen, die in der Folge zu Mikrorissen führen können. Unter mechanischer Belastung können so durch Rissvertiefung Brüche entstehen. SPIROS (1999) ist zudem der Meinung, dass mit einer anderen Präparationsform bei adhäsiv befestigten Keramikstiften solchen Brüchen entgegengewirkt werden kann.

5.6.3. Diskussion der faserverstärkten Stiftsysteme

Die Faserstiftproben zeigen aufgrund ihrer unterschiedlichen Zusammensetzung und Gestaltung sehr verschiedene Ergebnisse.

Die Glasfaserstift-Systeme unterscheiden sich in ihren Bruchlastwerten statistisch nicht von den metallischen Vergleichsstiften. Ihre Zahl an Wurzelbrüchen ist aber geringer als bei den metallischen Stiften. Dies ist auf die verminderte Belastung der Zahnhsregion – bedingt durch den dentinähnlichen E-Modul der Stifte – und auf die geringere Druckbelastbarkeit der Aufbauten zurück zu führen.

Werden HT Cytec Glasfaserstifte mit den FRC Postec Glasfaserstiften des Systems Glas/Multi verglichen, heben sich die HT Cytec Stifte durch höhere Bruchlastwerte und eine größere Zahl an Wurzelfrakturen ab. Dies kann in der Stiftausformung und in den verwendeten Zementen begründet liegen. HT Glasfaserstifte weisen – im Gegensatz zu den glatten FRC Postec Stiften des Systems Glas/Multi - im Bereich der Aufbauansatzregion leichte Vertiefungen sowie im Retentionsbereich für die Wurzel Zementabflussrillen auf. Durch dieses Stiftdesign steht eine größere Verbundfläche zum Kompositzement und stehen zusätzliche mechanische Retentionen zur Verfügung, die einen besseren Verbund von Aufbau, Zement und Stift bewirken [90]. Gleichzeitig zeigten alle Faserstift-Systeme, die mit Panavia F zementiert wurden höhere Bruchfestigkeiten als mit Multilink eingesetzte Faserstifte (Abb. 5.1). Hieraus ist zu schließen, dass Panavia F bessere Verbundeigenschaften besitzt und die Aufbauten dadurch bedingt nicht so leicht abplatzen. Daraus resultiert aufgrund des Versuchsdesigns eine größere Krafteinwirkung. Durch die stärkere Belastung der Zahnhsregion, trat daraus folgenden bei hohen Kraftwerten eine höhere Wurzelbruchrate auf. Da HT Glasfaserstifte aber weit über den maximalen Belastungen im Frontzahnggebiet liegen [15, 22, 35], kann ein in vivo Versagen dieser Stifte sehr gering sein. Ihre hohe Zahl an Wurzelbrüchen würde folglich unter normalen Kaubelastungen nicht zum Tragen kommen.

Ein anderes Versuchsdesign mit intermittierender Belastung unter physiologisch auftretenden Kaukräften könnte hier Aufschluss geben. Festzuhalten ist aber, dass HT Glasfaserstifte unter großen Krafteinflüssen (z.B.: Bruxismus) ein großes Wurzelbruchrisiko bergen.

Bei der Gegenüberstellung von adhäsiv befestigten FRC Postec Glasfaser- und Keramikstiften sind ihre unterschiedlich hohen Wurzelfrakturraten bei statistisch gleichen Bruchlastwerten auffällig. Hierfür können die unterschiedlichen Verbundmechanismen zwischen Kompositen und Stiftmaterialien sowie die Eigenschaften der Stiftmaterialien selbst verantwortlich sein. Kompositzemente gehen eine chemische Verbindung mit den Faserstiften ein [129] und besitzen mit einer Steifigkeit unter 18 GPa [97] einen sehr viel ähnlicheren E-Modul zu Faserstiften als zu Zirkonoxidkeramikstiften [27, 95, 129]. Daher treten bei den Glas/Multi Proben weniger Verbundbeanspruchungen durch unterschiedliche Biegefestigkeiten zwischen Zement, Stiftsystem und Zahnschmelze auf als bei Cosmo/Vario Proben. Faserstifte fangen – im Gegensatz zu der sprödebruchanfälligen Keramik - die auftretenden Kräfte durch ihr dentinähnliches E-Modul ab [79, 95, 118] und geben diese gleichmäßiger auf die gesamte Zahnlänge verteilt weiter, so dass hier eine geringere Belastung der Zahnhalsregion auftritt. Durch die höhere Biegsamkeit der Glasfaserstifte wird vermehrt Kraft in den Aufbau bzw. Aufbauverbund weitergeleitet. Eine höhere Anzahl an Aufbaufekten und geringere Zahl an Wurzelbrüchen – verglichen mit den Keramikstiften – konnte festgestellt werden. Im klinischen Fall würden die Stiftsysteme bei gleich hoher Krafteinwirkung nachgeben. Die Wahrscheinlichkeit eines Zahnverlustes durch Wurzelbruch wäre aber bei Versorgungen mit glasfaserverstärkten Stiften geringer.

Im Gegensatz zu den Glasfaserstiften zeigen untersuchte Karbonfaserstifte sehr viel höhere Festigkeitswerte als Phantommetallstifte. Dies kann durch eine größere Matrixviskosität der Karbonfaserstifte bedingt sein. Bei einer Belastung im 90° Winkel zeichnen sich Karbonfaser-Lamine allgemein durch eine geringere Steifigkeit als Glasfaser-Lamine aus [130]. Da bei einem Kraftangriff im 90° Winkel weitestgehend der E-Modul der Epoxidharzmatrix ausschlaggebend für den E-Modul der Stifte ist, kann vermutet werden, dass die Matrix der Karbonfaserstifte einen geringeren E-Modul besitzt als die der Glasfaserstifte. Hinzu kommt, dass Karbonfaserstifte bei Belastung im 45° Winkel ebenso wie Glasfaserstifte einen dem Dentin ähnlichen E-Modul aufweisen, jedoch nur halb so spröde wie Glasfaserstifte sind [161]. Aus diesen Hypothesen kann geschlossen werden, dass die Stifte eine genügende Festigkeit besitzen, um Aufbau und Zementfuge nicht überzubelasten und gleichzeitig die auftretende Kraft gleich-

mäßig auf die Wurzel verteilen. Dabei ist eine hohe Verbundfestigkeit durch den gewählten Kompositzement ebenfalls wichtig. Panavia F scheint dies zu erfüllen, denn alle Stiftsysteme mit hohen Festigkeitswerten besaßen Stiftzementierungen mit Panavia F.

Mit HT Karbonfaserstiften wurden aber nicht nur höhere Festigkeitswerte als mit Glasfaser- oder Phantom-Metall Stiften, sondern auch eine sehr viel geringere Anzahl an Wurzelfrakturen erreicht. HT Cytec carbon Stifte besitzen longitudinal parallel ausgerichtete Fasern. Es wird vermutet, dass es bei dieser Faserorientierung zu einem Aneinandervorbeigleiten der Fasern innerhalb der Stifte kommt [79], was durch eine höhere Viskosität der Matrix begünstigt wird. Kräfte in Richtung Wurzel können besser abgepuffert werden, und die sonst lokal stark scherbelastete Zahnhalsregion [5] kann durch dieses Phänomen und durch den dentinähnlichen E-Modul der Stifte entlastet werden [129]. Gestützt werden diese Annahmen durch die Ergebnisse von PIERRESNARD [118]. Er untersuchte die Druck- und Zugbeanspruchungen im Zahnhalsbereich von Stiftstumpfaufbau versorgten Zähnen, die er einmal mit einer Restzahnschubstanz umfassenden Kronenversorgung (Fassreifen - oder Ferrule - Effekt) und einmal ohne diese Umfassung mit einer Krone versorgte. Bei konstanter Krafteinwirkung von 100 N lagen sowohl Zug- als auch Druckbelastung für Versorgungen mit metallischen Stiften ohne Kronenrestsubstanz etwa doppelt so hoch wie für gleiche Versorgungen mit Umfassung. Versorgungen mit Karbonfaserstiften, die longitudinalparallel ausgerichtete Fasern besaßen, zeigten mit und auch ohne Umfassung von Restzahnschubstanz ebenso geringe zervikale Beanspruchungen wie die Metallstiftproben mit Umfassung.

Bestehen Stifte aus kreuzvernetzten Faserbündeln – wie im Falle der Karb/PanF Stifte – wird eine Verschiebung der Fasern innerhalb der Matrix verhindert. Bei stärkerer Scherbelastung verfestigt sich das Material und eine größere Belastung im Zahnhalsbereich entsteht, sodass hier eine höhere Wurzelbruchrate als in dem HT Karbon System auftrat. Auch der kleinere Stiftdurchmesser von 1,5 mm hat Einfluss auf die Ergebnisse, denn mit einem kleineren Durchmesser ist auch eine schlechtere Kraftverteilung auf die Zahnwurzel gegeben [20]. DAVY (1981) stellte in einer Finite-Elemente-Untersuchung eine um 8 % gleichmäßigere Kraftübertragung bei einer 15 %igen Vergrößerung des Stiftdurchmessers fest. Übertragen bedingt eine 17 %ige Minimierung des

Durchmessers eine kleinere Verbundfläche mit einer ineffizienteren Adhäsion und einer Erhöhung der lokalen Scherbelastung, sodass höhere Wurzelfrakturraten entstehen.

Die kreuzvernetzten Karbonfaserstifte wurden auch im System Karb*/PanF untersucht. Durch die Oberflächenmodifizierung dieser Stifte, kam es zu stark von den anderen Probensystemen abweichenden Ergebnissen. Die sehr niedrigen Bruchlastwerte können verschiedene Ursachen haben. Zum einen besteht die Möglichkeit, dass durch die aufgeprallten Korundpartikel die äußeren Karbonfasern brachen und die Stifte dadurch bruchanfälliger wurden und durch die verringerte gegenseitige Faserstabilisierung einen Teil ihrer biomechanischen Eigenschaften einbüßten. Zum anderen wurde die Epoxidharzmatrix gelockert oder sogar gelöst, sodass ein Großteil der Stiftoberfläche aus Karbonfasern bestand. Der Verbund zwischen Zement und Stift und der Verbund zwischen Stift und Aufbaumaterial kann dadurch geschwächt worden sein.

Eine weitere Erklärungsmöglichkeit ist die Abnahme des Stiftdurchmessers. Es muss beachtet werden, dass ein Faserstift aus einzelnen aneinander gelagerten Fasern besteht, die erst in ihrer Gesamtheit hohe Bruchwiderstände liefern. Der gesamte Stift bricht erst nach vielen Einzelfaserbrüchen, die man auch als „Grünholzfrakturen“ im Stift bezeichnet [79]. Wird nun der Stiftdurchmesser verkleinert oder werden oberflächliche Fasern bereits zerstört, so versagt bei gleicher Anzahl an „Grünholzfrakturen“ der Stift schneller.

Die Verarbeitung der Materialien kommt als Fehlerquelle nicht in Betracht, da für die Herstellung der Systemproben Karb/PanF die gleichen Verarbeitungsschritte angewendet wurden und dieses System weitaus höhere Bruchlastwerte zeigt. Eine zufällige Häufung von internen Wurzelbrüchen ist unwahrscheinlich, da unter diesen Bedingungen eine hohe Zahl an Wurzelfrakturen zu erwarten gewesen wäre. Das untersuchte System wies aber die wenigsten Wurzelbrüche auf.

Die Ergebnisse decken sich mit den Zugversuchen von DRUMMOND (1999), stehen aber im Widerspruch zu den Berechnungen von TRIOLO (1999) nach 3-Punkt-Biegebelastung modifizierter Faserstifte. Eine abschließende Erklärung für die widersprüchlichen Ergebnisse von TRIOLO (1999) ist aufgrund fehlender Angaben über die Art der Oberflächenanrauhung in seinen Untersuchungen nicht möglich.